



# ETUDES EXPERIMENTALES EN ACOUSTIQUE : DE L'ELASTOGRAPHIE AUX CAVITES REVERBERANTES

Stefan Catheline

## ► To cite this version:

Stefan Catheline. ETUDES EXPERIMENTALES EN ACOUSTIQUE : DE L'ELASTOGRAPHIE AUX CAVITES REVERBERANTES. Physique [physics]. Université Paris-Diderot - Paris VII, 2006. <tel-00378138>

**HAL Id: tel-00378138**

**<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00378138>**

Submitted on 23 Apr 2009

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**STEFAN CATHELINÉ**  
**UNIVERSITÉ PARIS VII – DENIS DIDEROT**  
*Laboratoire Ondes et Acoustique*  
**U.M.R 7587 CNRS**

# **HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES**

## **ETUDES EXPERIMENTALES EN ACOUSTIQUE : DE L'ELASTOGRAPHIE AUX CAVITES REVERBERANTES**

Présentée le 30 mai 2006 devant le jury composé de

M. Michel	CAMPILLO
M. Mathias	FINK
M. Patrice	FLAUD
M. Vitali	GUSSEV
M. Frédéric	PATAT
M. Philippe	ROUX

*Rapporteur interne*

*Rapporteur externe*

*Rapporteur externe*

# TABLE DES MATIERES

## I. NOTICE BIBLIOGRAPHIQUE

### I.1. CURRICULUM VITAE P. 6

### I.2. PRODUCTION SCIENTIFIQUE P. 7

- a. Publications dans des revues internationales à comité de lecture*
- b. Conférences invitées dans des congrès*
- c. Participation à des congrès internationaux avec actes*
- d. Participation à des congrès internationaux sans actes*
- e. Autres communications /articles/livre*

### I.3. VALORISATION ET DIFFUSION DE LA RECHERCHE P. 13

- a. Brevets*
- b. Enseignement*
- c. Participation à des contrats de recherche*
- d. Autres activités scientifiques*

### I.4. ACTIVITES D'ENCADREMENT P. 16

## II. MEMOIRE P. 20

### INTRODUCTION

### II.1. L'ELASTOGRAPHIE, UNE TECHNIQUE ULTRASONORE D'IMAGERIE DE L'ELASTICITE DU CORPS HUMAIN P. 26

#### *II.1.1. Vers un système d'imagerie de l'élasticité du corps humain*

- a. L'élastographie transitoire et problème inverse élastique*
- b. Premier test in vivo de détection de tumeur du sein*
- c. La palpation à distance par force de radiation acoustique*

#### ***II.1.2. Vers un système d'imagerie de la viscosité du corps humain***

- a. Quel modèle rhéologique des tissus biologiques ?*
- b. Cas d'un muscle de bœuf in vitro*
- c. Problème inverse visco-élastique*

#### ***II.1.3. Mesure d'anisotropie des tissus biologiques***

- a. Le palpeur ultrasonore d'anisotropie*
- b. Application au biceps in vivo*
- c. Problème inverse visco-anisotrope*

#### ***II.1.4. Mesure de nonlinéarité des tissus biologiques***

- a. Acoustoélasticité*
- b. Onde de choc transverse*
- c. Interaction nonlinéaire d'ondes transverses planes*
- d. Interaction nonlinéaire d'ondes non plane*

### **II.2. RETOURNEMENT TEMPOREL D'ONDES ACOUSTIQUES DANS LES CAVITES REVERBERANTES**

**P. 47**

#### ***II.2.1. Application aux ultrasons : vers un système d'imagerie à quelques transducteurs***

- a. Champ ultrasonore rayonnée par une cavité solide immergée*
- b. Contrôle de la focalisation et principe d'Huygens*
- c. Contraste et Filtre inverse*
- d. Application en imagerie médical*

#### ***II.2.2. Application au son : localisation du son et interactivité***

- a. Etendre l'interactivité aux objets de la vie courante*
- b. Le crâne, un outil de localisation du son ?*

## **III. COLLABORATIONS**

**P. 66**

## **IV. PERSPECTIVES**

**P. 67**

### *Références*



# I. NOTICE BIBLIOGRAPHIQUE

## I.1. CURRICULUM VITAE

### Etat civil

Stefan Catheline  
Nationalité Française  
Né le 02.03.1970  
Email : stefan.catheline@espci.fr  
Web : <http://www.loa.espci.fr/~stefan/fr>

### Quelques Etapes

**M.D.C. (Paris7)**  
Depuis Sept. 1999

**Laboratoire Ondes et Acoustique, ESPCI, France**  
- Elastographie transitoire et problème inverse  
- Acoustique ultrasonore : focalisation adaptative par retournement temporel dans les cavités chaotiques  
- Acoustique audible : interfaces acoustiques interactives  
- Modélisation numérique de la propagation des ondes

**Post doc**  
Sept. 1998 - Sept. 1999

**Marine physical laboratory, University of San Diego, CA.**  
- Mesures ultrasonores de diamètre de vaisseaux sanguins

**Thèse de Doctorat**  
Sept. 1994 - Sept. 1998

**Laboratoire Ondes et Acoustique, ESPCI, France**  
"Interférométrie speckle ultrasonore : application à la mesure d'élasticité des tissus biologiques"  
Thèse de l'université Paris VII sous la direction de François Wu  
Mention très honorable avec les félicitations du jury

**Service National**  
Oct. 1993 - Sept. 1994

**2ème DB**

**D.E.A**  
Sept. 1992 - Juin 1993

**Université Paris VI.** Spécialité Acoustique physique. Mention Bien  
Stage d'acousto-optique sous la direction de André Zarembovitch

**Deug, Licence, Maîtrise**  
Sept. 1988 - Juin 1992

**Université de Rennes I.**  
Physique

**Baccalauréat D**  
Juin 1988

**Lycée Bertrand d'Argentré, Vitré**  
Mention Bien

### Publications & Brevets

#### Publications

- 18 publications dans des revues internationales à comité de lecture.  
- 23 publications dans des actes de conférences.  
- 3 conférences invitées.

#### Brevets

2 Brevets internationaux.

### Récompense

Mention spéciale du jury 2003 au Grand prix de l'innovation de la Ville de Paris pour le projet ReverSys sur les interfaces tactiles.

## I.2. PUBLICATIONS SCIENTIFIQUES

### *a. Publications dans des revues internationales à comité de lecture*

#### 2005

1. Ros Kiri Ing, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline and Mathias Fink  
In solid localization of finger impacts using acoustic time-reversal process  
Appl. Phys. Lett. vol.**87** , pp 1-3, Nov. 2005
2. J.-L. Gennisson, C. Cornu, S. Catheline, M. Fink, P. Portero  
Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography  
Journal of Biomechanics, **38** (7), pp 1543-1550, 2005
3. R. Sinkus, M. Tanter, S. Catheline, J. Lorenzen, C. Kuhl, E. Sondermann, M. Fink  
Imaging Anisotropic and Viscous Properties of Breast Tissue by MR-Elastography  
Magnetic resonance in medicine, **53**, pp 372-387, 2005

#### 2004

4. S. Catheline, J.-L. Gennisson, G. Delon, R. Sinkus, M. Fink, S. Abouelkaram, J. Culioli  
Measurement of viscoelastic properties of soft solid using transient elastography  
J. Acoust. Soc. Am. **116** (6), pp 3734-3741, 2004
5. Vincent Bertaix, Julien Garson, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Julien De Rosny, Mathias Fink,  
Time reversal breaking of acoustic waves in a cavity  
American Journal of Physics **72** (10), pp 1308-1311, 2004
6. Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Ros Kiri Ing and Mathias Fink  
Real-time focusing using an ultrasonic one channel time-reversal mirror coupled to a solid cavity  
J. Acoust. Soc. Am. **115** (5), pp 1955-1960, 2004
7. J.-L. Gennisson, T. Baldeweck, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink, L. Sandrin, C. Cornillon, B. Querleux  
An ultrasound based shear probe for the assessment of elastic parameters of human skin  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr. **51** (8), pp 980-989, 2004

#### 2003

8. S. Catheline, J.-L. Gennisson and M. Fink  
Measurement of elastic nonlinearity of soft solid with transient elastography  
J. Acoust. Soc. Am. **114** (4), 2003
9. J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffai and M. Fink  
Transient elastography in anisotropic medium: Application to the measurement of slow and fast shear waves velocities in muscles.  
J. Acoust. Soc. Am. **114** (1), pp 536-541, 2003
10. S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter and M. Fink  
Observation of Shock Transverse Waves in Elastic Media



Physical Review Letters **91** (16), pp 43011-43014, 2003

11. J. Bercoff, S. Chaffai, M. Tanter, L. Sandrin, S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Fink, M. Meunier  
In vivo breast tumor detection using transient elastography  
Ultrasound Medicine and Biology **29** (10), pp 1387-1396, 2003
12. R. Sinkus, M. Tanter, S. Catheline, J. Lorenzen, C. Kuhl, E. Sondermann, M. Fink  
Anisotropic properties of breast tissue measured by MR-Elastography  
Magnetic resonance in medicine, 2003

## **2002**

13. L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink  
Shear Modulus Imaging using 2D transient elastography  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr. **49** (4), pp 426-435, 2002
14. L. Sandrin, M. Tanter, J.-L. Gennisson, S. Catheline, M. Fink  
Shear elasticity probe for soft tissues with 1D transient elastography  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr. **49** (4), pp 436-446, 2002

## **2000**

15. L. Sandrin, S. Catheline, M. Tanter, C. Vinçonneau, M. Fink  
2D Transient Elastography  
Acoustical Imaging **25**, pp 485-492, 2000

## **1999**

16. S. Catheline, F. Wu, M. Fink  
A solution to diffraction biases in sonoelasticity: The acoustic impulse technique  
J. Acoust. Soc. Am. **105** (5), pp 2941-2950, 1999
17. S. Catheline, J.-L. Thomas, F. Wu and M. Fink  
Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr. **46** (4), pp 1013-1019, 1999
18. L. Sandrin, S. Catheline, M. Tanter, X. Hennequin et M. Fink  
Time resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging  
Ultrasonic Imaging **21** (4), pp 259-272, 1999

### ***b. Conférences invitées dans des congrès***

1. M. Fink, R.K. Ing, N. Quieffin et S. Catheline.  
Time reversal interactive object  
Acoustical Society of America, May 2004
2. S. Catheline, J.-L. Gennisson, X. Jacob, C. Barrière, D. Royer et M. Fink.  
Elastic Nonlinearity of soft solids using transient elastography  
CFA/DAGA'04, p 153, 2004
3. M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff, J.-L. Gennisson  
Ultra high speed imaging of elasticity  
IEEE Ultrasonic Symposium, pp 1767-1776, 2002

### ***c. Participation à des congrès internationaux avec actes***

#### **2006**

Guillemette Ribay, Diego Rovetta, Stefan Catheline, Augusto Sarti, Giovanni De Sanctis  
Modelling wave propagation in thin plates for the localization of tactile interactions  
ICSV13, Vienna, Austria, july 2006.

G. Ribay, S. Catheline, D. Cassereau and M. Fink "Simulation of the propagation of the first antisymmetric Lamb mode in the audible range"  
ASA june 2006

1. G. Ribay, S. Catheline, D. Clorennec, R. K. Ing, N. Quieffin, M. Fink  
Localisation d'impact dans les plaques par retournement temporel et étude du mode de Lamb A0 à basse fréquence  
CFA, 24 avril 2006

#### **2005**

2. Stephen F. Levinson, Stefan Catheline and Mathias Fink  
Anisotropic elasticity and viscosity deduced from supersonic shear imaging in muscle  
ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting Cleveland, Ohio  
August 2005.
3. S. Catheline, M. Tanter, J.L. Gennisson, M. Fink  
Non linear propagation of shear waves in soft solids.  
Proc. Joint workshop of russ. acoust. soc. (RAS) & fr. acoust. soc. (SFA), Moscou , pp. 81-85,  
Novembre 2005
4. D T Pham, M Al-Kutubi, Z Ji, M Yang, Z Wang, and S Catheline  
Tangible acoustic interface approaches  
IPROMs 2005 Virtual Conference, May, 2005.
5. Cédric Bornand, Antonio Camurri, Ginevra Castellano, Stefan Catheline, Alain Crevoisier, Etienne Roesch, Klaus Scherer and Gualtiero Volpe "Usability evaluation and comparison of prototypes of tangible acoustic interfaces" The 2nd International Conference on Enactive Interfaces, Genoa, Italy, November 17-18, 2005.
6. Guillemette Ribay, Dominique Clorenec, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Ros Kiri-Ing, Mathias Fink

Tactil Time Reversal Interactivity: experiment and modelization  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., 2005

## **2004**

7. Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Ros Kiri-Ing, Mathias Fink  
2D pseudo-array using an ultrasonic one channel time-reversal mirror  
IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., 2004
8. S. Catheline, J.-L. Gennisson, J. Bercoff, C. Barriere and M. Fink  
Nonlinearity studies in soft tissues with the supersonic shear imaging system  
IEEE Ultrasonic Symposium, 2004
9. Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Ros Kiri Ing, Mathias Fink  
Real time beam steering using a one channel time reversal mirror  
CFA/DAGA'04, 2004

## **2003**

10. X. Jacob, J.-L. Gennisson, S. Catheline, M. Tanter, C. Barrière, D. Royer and M. Fink.  
Study of elastic nonlinearity of soft solids with transient elastography  
IEEE Ultrasonic Symposium, pp 660-663, 2003

## **2002**

11. J. Carlson, F. Sjöberg, N. Quieffin, R. K. Ing, and S. Catheline  
Echo-Cancellation in a Single-Transducer Ultrasonic Imaging System  
----- Journaux à comité de lecture -----, 2002
12. D. Clorennec, D. Royer and S. Catheline  
SAW propagation on cylindrical parts using laser-ultrasonics: application to crack detection  
IEEE Ultrasonic Symposium, p 198, 2002
13. M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff, J.-L. Gennisson  
Ultra high speed imaging of elasticity  
IEEE Ultrasonic Symposium, pp 1767-1776, 2002
14. J.-L. Gennisson, S. Catheline and M. Fink  
Third order elastic moduli measurements in soft solids using transient elastography  
European Congress of Acoustics, 2002
15. Stefan Catheline, Sana Chaffai, Mickael Tanter, Jeremy Bercoff, Laurent Sandrin, Jean-Luc Gennisson et Mathias Fink  
Problème inverse en élastographie impulsionnelle 2D  
6ème Congrès Français d'Acoustique, 2002
16. J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffai, L. Sandrin et M. Fink  
Anisotropie en élastographie impulsionnelle  
6ème Congrès Français d'Acoustique, 2002

**2001**

17. J. Bercoff, M. Tanter, L. Sandrin, S. Catheline, M. Fink  
Ultrafast imaging with 2D displacement vector measurements : Application to transient elastography and color flow mapping  
IEEE Ultrasonic Symposium, 2001
18. R. K. Ing, S. Catheline, N. Quieffin and M. Fink  
Dynamic focusing using a unique transducer and time reversal process  
8th International Congress on Sound and Vibration, pp 119-126, 2001
19. L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink  
2D time resolved elastography  
SPIE Symposium, 2001

**2000**

20. S. Catheline, L. Sandrin, J.-L. Gennisson, M. Tanter and M. Fink  
Ultrasound-based non invasive shear elasticity probe for soft tissues  
IEEE Ultrasonic Symposium **2**, pp 1799-1801, 2000
21. L. Sandrin, M. Tanter, D. Cassereau, S. Catheline, M. Fink  
Low frequency shear wave beam forming in time-resolved 2D pulsed elastography  
IEEE Ultrasonic Symposium **2**, pp 1803-1808, 2000
22. L. Sandrin, S. Catheline, M. Tanter, C. Vinçonneau, M. Fink  
2D Transient elastography  
Acoustical Imaging **25**, pp 485-492, 2000
23. Sandrin L. , Cassereau D. , Tanter M. , Catheline S. , Fink M  
Interférométrie speckle ultrasonore : Application à l'étude de la propagation d'impulsions acoustiques basse fréquence dans les milieux biologiques  
5ème Congrès Français d'Acoustique, pp 51-54, 2000

***d. Participation à des congrès internationaux sans actes*****2006**

1. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography  
Antoine Nordez<sup>a</sup>, Christophe Cornu<sup>a</sup>, Pascal Casari<sup>b</sup>, Stefan Catheline<sup>c</sup>  
Congrès de Biomécanique, Munich, aout, 2006.

**2004**

2. S. Catheline, J.-L. Gennisson, J. Bercoff, C. Barriere and M. Fink.  
The supersonic shear imaging technique applied to non linear properties of soft tissues  
2nd International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2004

**2003**

3. T. Baldeweck, J.-L. Gennisson, C. Cornillon, M. Tanter, S.Catheline, M. Fink and B.Querleux

Measurement of skin elasticity using transient sonoelastography  
8th Congress of the Intl. Society for Skin Imaging, 2003

4. J.L. Gennisson, S. Catheline, G. Delon, M.Fink  
Viscoelastic properties of soft solids using inverse problem in transient elastography  
28th Intl. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, 2003
5. S. Catheline, J.-L. Gennisson, G. Delon, M. Fink.  
Viscoelastic properties of soft solids using transient elastography  
2nd International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2003
6. J.-L. Gennisson, X. Jacob, S. Catheline, M. Tanter, C. Barrière, Daniel Royer, M. Fink.  
Nonlinear interaction of shear waves in soft solids using transient elastography  
2nd International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2003

## **2002**

7. S. Catheline, J.L. Gennisson and M. Fink  
Study of elastic non linearity of soft solids with transient elastography: Landau coefficients and finite amplitude shear wave.  
1st Pan-American/Iberian Meeting on Acoustics, J. Acoust. Soc. Am. **112** (5), p 2404, 2002
8. J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffai and M. Fink.  
Study of muscle anisotropy with transient elastography.  
1st Pan-American/Iberian Meeting on Acoustics, J. Acoust. Soc. Am. **112** (5), p 2405, 2002
9. J. Bercoff, S. Catheline, S. Chaffai, M. Tanter, L. Sandrin, M. Fink, M. Meunier  
Ultrafast imaging of transient shear waves for breast elastography : First clinical results.  
1st Pan-American/Iberian Meeting on Acoustics, J. Acoust. Soc. Am., 2002
10. S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter and M. Fink  
Elastic Non Linearity of Soft Solids using Transient Elastography  
27th Intl. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, 2002
11. S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter and M. Fink  
Mesuring Non Linear Elastic Parameters of Soft Solids Using Transient Elastography  
1st International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2002
12. M. Fink, L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, S. Chaffai, J. Bercoff, J.-L. Gennisson  
2-D Transent Elastography with an Ultrafast Ultrasonic Scanner  
1st International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2002
13. J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffai and M.Fink  
A Study of Muscle Anisotropy withTransient Elastography  
1st International Conference on the Ultrasonic Measurement and Imaging of Tissue Elasticity, 2002
14. Jean-Luc Gennisson, Stefan Catheline, Sana Chaffai et Mathias Fink.  
Anisotropie en élastographie impulsionnelle  
6ème Congrès Français d'Acoustique, 2002

## **2001**

15. L. Sandrin, S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter, M. Fink  
Elasticity imaging with time resolved pulsed elastography  
141st ASA Meeting, J. Acoust. Soc. Am. **109** (5), p 2361, 2001
16. S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter, L. Sandrin and M. Fink.  
Experimental evidence of anisotropy of muscle using pulsed elastography  
26th Intl. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, 2001

## **2000**

17. L. Sandrin, J. L. Gennisson, M. Tanter, S. Catheline, D. Cassereau and M. Fink  
Ultrasound-Based Noninvasive Shear Elasticity Probe  
25th Intl. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, 2000
18. L. Sandrin, C. Vinçonneau, M. Tanter, S. Catheline, D. Cassereau and M. Fink  
Time-Resolved 2D Pulsed Elastography  
25th Intl. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, 2000

## ***e. Autres communications /articles/livre***

- [1] "Finger tap interface detailed" par Eric Smalley, **TRN Research News Roundup** , 21 Novembre 2005.
- [2] "Sound waves target new applications" par Belle Dumé, **Physics web** , 11 Novembre 2005.
- [3] "Patcherei in der Dusche" par Von Björn Schlaventker, **Financial Time Deutschland**, 14 Septembre 2005.
- [4] "Inverser les ondes pour communiquer voir et soigner" par Hervé Morin, **Le Monde**, 18 Mai 2005.
- [5] "Knock 3 Times on the Ceiling (to Turn on the DVD Player)" par Anne Eisenberg, **NewYork time**, 1 juillet 2004.
- [6] "Sensors Can Turn Surfaces To Touch Screens" **United Press International**, New York NY, USA, 28 mai 2004.
- [7]: Stand d'exposition au Congrès Français d'Acoustique au Palais des Congrès de Strasbourg. Démonstration d'objets acoustiques interactifs avec la participation de la société *Sensitive Object*, du 22 au 25 Mars 2004.
- [8] « L'informatique de l'avenir arrive dans votre maison » par Muriel Zélény, **journal du CNRS**, janvier 2004.

**LIVRE :** Contribution à l'ouvrage **Matériau et Acoustique**, écriture du chapitre sur l'élastographie transitoire, à paraître en 2006 aux éditions **Hermès**.

### **I.3. VALORISATION, DIFFUSION DE LA RECHERCHE, ENSEIGNEMENT**

#### ***a. Séminaires***

Séminaire intitulé « Problème inverse en élastographie 1D, 2D, 3D », au Laboratoire de Mathématique Appliquée, Ecole Polytechnique, mars 2005.

Présentation des activités sur l'élastographie devant la commission d'évaluation du CNRS à l'ESPCI, mai 2004.

Présentation et participation à l'Action spécifique du département STIC "Imagerie et Physique" qui s'est tenue à Gien le 12 mars 2002.

#### ***a. Brevets déposés***

[B1] Brevet n° FR99 03157 déposé le 16 Mars 1999 : "Imagerie sismique des ondes de cisaillement", Laurent Sandrin, Mickael Tanter, Stefan Catheline, Mathias Fink (brevet étendu mondialement)

[B2] Brevet n° FR28 41022 en Octobre 2000 (C.N.R.S) : "Localisation acoustique d'impacts sur une surface", Ros Kiri Ing, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Mathias Fink (brevet étendu mondialement)

#### ***b. Enseignement***

J'ai participé, à l'université Denis Diderot (Paris 7) aux enseignements de physique suivants:

- Moniteur **1994-1997** : Travaux dirigés (TD) en *thermodynamique* pour des étudiants en DEUG Science de la Vie et de la Terre (SNV) première année dans l'équipe du Professeur **Jean-Paul Manneval**.

- ATER **1997-1998** : TD en *thermodynamique* pour des étudiants en DEUG deuxième année (PH 233) dans l'équipe du Professeur **Bernard Dulieu**.
- Maître de conférence **1999-2005** :
  - Cours et TD en *Mécanique et Optique* au côté du Professeur **Bernard Diu** pour des étudiants en DEUG première année en qualité de responsable de l'enseignement.
  - TD et TP *Ondes* en Licence F4 (Préparation au CAPES et Agrégation) dans l'équipe du Professeur **Christophe Sauty**.
  - Cours *Interface Physique Biologie*, Master M1 dans l'équipe d' **Emmanuel Farge**.
  - *Projets de Physique expérimentale* en Licence et Magistère successivement dans les équipes des Professeurs **Francois Abel**, **Didier Schmaus**, et **Yves Couder**.

Il convient peut-être d'expliquer en deux mots l'enseignement des projets de physique expérimentale, enseignement auquel j'ai participé 5 années consécutives avec grand plaisir. Pour les étudiants, il s'agit de concevoir la physique du point de vue de l'expérimentateur. Il leur est proposé de monter une expérience. Le choix du sujet ayant attrait à la mécanique, à l'optique, ou la thermodynamique par exemple, est laissé libre suivant les goûts de chacun. Pour l'enseignant, il s'agit de proposer, à partir d'articles de recherche et avec les moyens matériels dont dispose l'enseignement, des sujets pour lesquels il n'a pas d'expérience. Son rôle est donc d'accompagner pendant un semestre les étudiants dans leur découverte de ces nouveaux thèmes, de vérifier expérimentalement les résultats contenus dans les articles et dans certain cas, de les compléter. Nous avons ainsi été amenés avec Vincent Bertaix et Julien Garson, tous deux étudiants en licence, à publier un article à vocation pédagogique dans *American Journal of Physics* sur « La brisure du retournement temporel des ondes acoustiques dans une cavité » à partir des expériences effectuées à l'université de Paris 7 (Vincent Bertaix, Julien Garson, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Julien de Rosny, Mathias Fink, *Time reversal breaking of acoustic waves in a cavity*, *American Journal of Physics* **72** (10), pp 1308-1311, 2004).



**c. Participation à des contrats de recherche**

**Contrat A.N.V.A.R.**

Soutient du « Projet ReverSys » sur l'interactivité et les interfaces acoustiques tactiles.

Durée : 2 ans (2001 – 2003)

Aboutissement : naissance de la société *Sensitive Object*.

**Contrat de recherche L'Oréal**

« Mise au point d'une sonde haute fréquence pour la mesure d'élasticité de la peau »

Durée : 1 an (2001-2002).

**Contrat A.F.M ( Agence Française contre les Myopathies)**

« Mesure non invasive de l'élasticité du muscle » Durée : 1 an (2000-2001)

**Contrat Danone** (Centre de recherche Carasso)

« Mesure de paramètre rhéologique de produit laitier en ligne par élastographie transitoire », 1997.

**Contrat EDF-GDF**

« Localisation d'une canalisation » Durée : 10 mois (2000-2001), montant de la subvention pour le LOA : 25KE.

**Contrat INRA** (Centre de recherche sur la viande, Theix)

« La sonoélastographie appliquée à l'analyse des propriétés mécaniques de la viande bovine », soutien de l'Union Européenne (AIR project CT96-1107).

**Contrat Européen TAICHI.** (Tangible Acoustic Interfaces for Computer Human Interaction) Durée : 3 ans (2004-2007), responsable du projet pour le LOA, montant de la subvention : 400KE.

#### ***d. Autres activités scientifiques***

- Membre de la commission de spécialistes (Section 60) de l'université Paris VII.
- Membre de la Société Française d'Acoustique.
- Expertises d'articles pour *Journal of the Acoustical Society of America* , *Journal of biomechanics*, et *IEEE Ultr. Ferr. And Freq. Ctrl.*
- Participation aux juries de thèses de:
  - Jean-Luc Gennisson, «Le palpeur acoustique : un nouvel outil d'investigation des tissus biologiques », ESPCI 11 septembre 2003,
  - Nicolas Quieffin, « Etude du rayonnement acoustique de structures solides : vers un système d'imagerie haute résolution », ESPCI 6 décembre 2004,
  - Etienne Bertaux du Chazeau, « Contribution à l'étude de système mécaniques à structure auto-similaire », ESPCI 25 novembre 2004.
  - Nicolas Perez, « Inversion Temporal de Ondas Ultrasonora en Cavidades Acustica », Faculté des Sciences de Montevideo, 10 mai 2006.

## **I.4. ACTIVITES D'ENCADREMENT**

De septembre 2000 à Septembre 2003, j'ai encadré le travail de recherche d'un étudiant en doctorat, **Jean-Luc Gennisson**, dont le sujet était « Le palpeur acoustique : un nouvel outil d'investigation des tissus biologiques ». Il est maintenant en post-doc à Montréal au Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale (LBUM), Université de Montréal où il continue de mener des recherches sur ce sujet. C'est dans ce cadre que j'ai pu coopérer au dépôt d'un brevet sur le suivi de la coagulation sanguine par élastographie transitoire. Jean-Luc Gennisson a obtenu un poste de CR1 au CNRS en avril 2005 pour un projet sur l'élastographie au Laboratoire Ondes et Acoustique.

J'ai également encadré de septembre 2001 à octobre 2004 avec Ros Kiri Ing la thèse de **Nicolas Quieffin** intitulée « Etude du rayonnement acoustique de structures solides : vers un

système d'imagerie haute résolution » . Il a trouvé un emploi à l'issu de sa thèse dans une jeune société (*Sensitive Object*) qui exploite le brevet que nous avons été amené à déposer pendant sa thèse.

Enfin, j'encadre depuis Septembre 2003 une étudiante en thèse, **Guillemette Ribay** dont le thème de recherche porte sur « Le retournement temporel d'ondes acoustiques dans les solides ». Sa thèse s'inscrit dans le cadre du projet Européen Tai-Chi sur l'interactivité et les interfaces acoustiques tactiles.

D'autre part, j'ai été amené à aider d'autres étudiants en doctorat sur une partie de leurs travaux de thèse. - Celle de **Béatrice buquet**, dirigée par Said Abouelkaram et Joseph Culioli, soutenue le 16 mai 2000 au centre de recherche INRA de Theix et intitulée « Caractérisation physique de la viande par des méthodes acoustiques et d'analyse d'image », pour les parties 4 du chapitre I, 2 du chapitre II, et C du chapitre III portant sur la technique d'élastographie transitoire.

- Celle de **Xavier Jacob**, dirigée par Christophe Barrière et Daniel Royer, soutenue le 27 mai 2005 à l'ESPCI et intitulée « Application de l'interaction d'ondes élastiques à la mesure des propriétés non linéaires des matériaux et à la caractérisation du champ de pression » pour son chapitre III sur l'étude de l'interaction non linéaire d'onde transverse dans les gels par élastographie transitoire.

- Celle de **Nicolas Benech**, dirigée par Carlos Negreira, intitulée « *Estudios de elastografia* », thèse actuellement en cours au *Laboratorio de Acustica Ultrasonora* de l'Institut de Physique de la Faculté des Sciences de Montevideo.

-

Enfin, au cours des années qui ont suivi ma thèse de doctorat, j'ai encadré, ou co-encadré les étudiants, dont les noms suivent :

**Clément Nizak** « interférométrie speckle ultrasonore : application à la rhéologie des milieux biologiques », 3ème année ESPCI, janvier 2000.

**Frédéric Jacquemin** « Etude d'antennes acoustiques ultrasonores », 3ème année ESPCI, juillet 2000.

**Jean-Gabriel Minonzio** « Comparaison de l'élastographie statique et transitoire », ESPCI, 1<sup>ère</sup> année, juin 2001.

**Nicolas Quieffin** « Cavité réverbérante et imagerie ultrasonore », Université Pierre et Marie Curie (Paris VI), DEA Acoustique Physique, juin 2002.

**Giles Delon** « Mesure des propriétés rhéologiques des solides mous par élastographie impulsionnelle », Maitrise de physique fondamentale de l'université Denis Diderot (Paris VII), juillet 2002.

**Nicolas Leboeuf, Céline Morais, Mayeul Rossignol de la Ronde** « Business plan-Projet innovant REVERSYS », DESS gestion de l'innovation, Université Dauphine (Paris IX), janvier 2003.

**Armelle Rosellini** « Effets de température sur les ondes de cisaillement », IUP Technologie et Méthodologie Médicale, Université de Toulouse, juin 2004.

**Franck-David Philippe** « Etudes théoriques et numériques des modes dans les guides d'onde », 3 me année ESPCI, février 2005.



## **II. MEMOIRE**



## INTRODUCTION

Depuis la fin de ma thèse en Octobre 1998, j'ai poursuivi mes travaux de recherche au *Marine physical Laboratory*, San Diego puis au Laboratoire Ondes et Acoustique à partir de janvier 2000. Les deux thèmes principaux de ces travaux portent sur les applications des ultrasons à la fois dans le domaine médical et dans celui de l'acoustique physique. Ces deux thèmes font l'objet des deux chapitres de ce mémoire.

Les efforts de recherche pendant ma thèse ont porté à la fois sur le montage expérimental d'une nouvelle technique ultrasonore pour mesurer l'élasticité des solides mous, l'élastographie transitoire, et sur les aspects fondamentaux méconnus de la propagation d'onde de cisaillement dans ces milieux ; effets de diffraction, effets de champ proche. Pour autant, nous n'avons jamais perdu de vue les applications potentielles de cette technique. J'ai ainsi été amené pendant ma thèse à effectuer des mesures dans des gels d'agar-gélatine, de xantane, dans des faux filets, des ronds et tendes de tranches, des rumstecks, des blancs de poulet (en coopération avec l'INRA), des yaourts battus, fouettés, liquides, dans des fromages (en coopération avec Danone), dans une douzaine de muscles et organes anatomiques (en coopération avec l'Association France Myopathie) et sur la peau (en coopération avec l'Oréal). Cette volonté de mêler étroitement théorie et expérience, sujets académiques et industriels, recherche fondamentale et appliquée fait partie de la culture du Laboratoire Ondes et Acoustique. Comme la plupart de ceux qui ont fait leur apprentissage dans ce laboratoire, ce va et vient permanent est au centre de mes activités de recherches. J'ai cherché à faire apparaître dans ce manuscrit combien cela a permis d'enrichir chacune des deux composantes.

Le premier chapitre de ce mémoire porte sur l'élastographie transitoire, une nouvelle technique ultrasonore capable de cartographier l'élasticité de cisaillement du corps humain. Cette information est utilisée depuis longtemps par les médecins lorsqu'ils procèdent à un



examen par palpation. Un outil de palpation ultrasonore pourrait être extrêmement efficace pour dépister ou diagnostiquer certains cancers comme celui du sein par exemple. C'est le sujet de la première partie. La thèse de Laurent Sandrin (novembre 2000) a montré la faisabilité de cette technique d'imagerie pour localiser et mesurer l'élasticité d'inclusions « dures » dans des gels d'agar-gélatine. Les premiers essais cliniques ont lieu à l'Institut Curie en juin 2001. La fin de cette première partie est consacrée à l'utilisation de la force de radiation acoustique en élastographie transitoire.

Dans la deuxième partie, nous nous attachons à décrire la viscosité des tissus biologiques. Cette problématique a été étudiée pendant la thèse de Jean-Luc Gennisson (soutenue en septembre 2003) d'un point de vue académique et pendant la thèse de Jeremy Bercoff (décembre 2004) pour une application en imagerie médicale. Enfin, une coopération avec Ralph Sinkus (Philipps Research Hamburg) dans le domaine de l'élastographie par IRM a permis de jeter les bases d'un algorithme de problème inverse visco-élastique.

Notre quête des paramètres mécaniques des tissus biologiques nous a naturellement amenés vers le sujet de la troisième partie : l'anisotropie. Avec Jean-Luc Gennisson alors en thèse, nous avons mené à l'institut de Myologie de l'hôpital La Pitié Salpêtrière ainsi qu'avec Christophe Cornu et Pierre Portero, une campagne expérimentale portant sur les mesures d'élasticité transverse du biceps sur dix volontaires. Ces travaux scientifiques dans les milieux biologiques où l'anisotropie est une règle plutôt qu'une exception, nous ont permis d'établir des collaborations fructueuses avec Steve Levinson, université de Rochester, NY, pionnier de l'élastographie stationnaire. L'excellent accord entre les expériences et la théorie de l'élasticité dans les milieux anisotropes nous a poussés à formuler avec Ralph Sinkus (Philipps Research Hamburg) les bases d'un algorithme de problème inverse visco-anisotrope.

Si l'étude de la non linéarité dans les métaux, les cristaux et les roches a donné lieu à de nombreuses publications, la littérature est extrêmement avare en matière de non linéarité dans les solides mous. De ce fait, cette troisième partie qui décrit des recherches à caractère fondamental, constitue la partie la plus académique du mémoire. Grâce à l'élastographie transitoire, nous avons pu obtenir des résultats quantitatifs sur la mesure des coefficients non linéaires de Landau. Les résultats d'expériences d'acoustoélasticité, celles d'ondes transverses de fortes amplitudes ou d'interactions non linéaires d'ondes transverses menées

avec Jean-Luc Gennisson, Jeremy Bercoff (thèse soutenue en décembre 2004) et Xavier Jacob (soutenance de thèse prévue en mai 2005) convergent vers la conclusion suivante : si le coefficient élastique de compression du second ordre  $\lambda$  est de six ordres de grandeur supérieur au coefficient élastique de cisaillement  $\mu$  dans les solides mous, il en va de même pour les coefficients élastiques non linéaires de compression du troisième ordre B et C par rapport au coefficient élastique non linéaire de cisaillement A. Ces résultats expérimentaux nous ont permis de collaborer avec les théoriciens de grande renommée, Yuri Ilinsky et Zhenia Zabolotskaya de l'université de Huston, TX, que nous avons eu le plaisir d'accueillir trois semaines au laboratoire en juillet 2004.

Comme j'ai passé toutes les années de thèse dans un laboratoire dont le thème de recherche principal est le retournement temporel des ondes acoustiques, il était fatal que, tôt ou tard, cette thématique très riche et très féconde me contamine. Mes premières expériences de retournement temporel acoustique ont été effectuées sur un coin de table au *Marine Physical Laboratory*, à l'institut Scripps de San Diego, CA, pendant mon année post doctorale dont le thème était : « mesures ultrasonores de diamètres de vaisseaux sanguins ». A mon retour au laboratoire Ondes et Acoustique en janvier 2000, Ros Kiri Ing, Mathias Fink et moi avons lancé cette thématique sur le retournement temporel des cavités réverbérantes immergées, qui s'est avérée partager avec les expériences de retournement temporel dans les milieux multidiffuseurs ou dans les guides d'ondes bon nombre de problématiques.

Ces recherches, dont l'essentiel est synthétisé dans le second chapitre, ont été menées parallèlement aux activités d'élastographie et, bien entendu, parallèlement à mes activités d'enseignement à l'université de Paris 7. Outre l'intérêt scientifique de vérifier les lois de la diffraction ou le principe d'Huygens dans des cavités chaotiques en contact avec un transducteur ultrasonore unique, nous avons montré pendant la thèse de Nicolas Quieffin (soutenue en décembre 2004) comment le champ acoustique réverbéré pouvait être contrôlé afin de focaliser les ultrasons en temps réel à l'extérieur de la cavité immergée. Les applications potentielles de ce procédé dans le domaine de l'imagerie notamment médicale pourraient permettre d'envisager des systèmes utilisant un petit nombre de transducteurs donc à faible coût. Mais c'est dans un tout autre domaine, celui de l'interactivité, que ce procédé est apparu immédiatement utile. Ros Kiri Ing et moi avec le projet ReverSys « les interfaces acoustiques interactives » soutenu par AGORANOV, incubateur d'entreprises de

technologies innovantes, avons obtenu la mention spéciale du jury au Grand Prix de l'Innovation de la Ville de Paris 2003. Sous l'impulsion de Ros Kiri Ing, la société *Sensitive Object* a vu le jour en octobre 2003.

## Chapitre Un

# L'élastographie, une technique ultrasonore d'imagerie de l'élasticité du corps humain

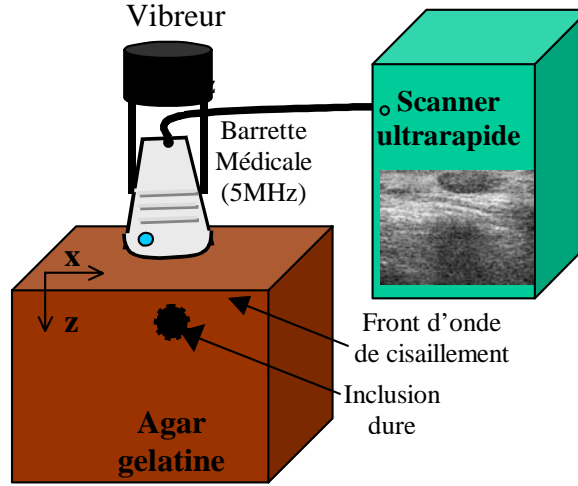
Nous avons pu obtenir pendant l'année 1998, la dernière de ma thèse, deux cartes bidimensionnelles augurant des possibles développements de l'élastographie transitoire dans le domaine de l'imagerie médicale. La première carte représente la vitesse des ondes de cisaillement dans un milieu bicouche constitué de deux gels d'agar-gélatine d'élasticité différente. Elle est obtenue en déplaçant l'unique transducteur ultrasonore sur 25 positions différentes. Cette expérience, en mettant en évidence des vitesses élevées dans la zone dure et des vitesses plus faibles dans la zone molle, a montré la pertinence de la méthode transitoire pour caractériser l'élasticité des solides mous. La seconde carte, celle d'un champ de déplacement, a été obtenue en coopération avec Claire Lefloc et Odile Bonnefous du LEP (Laboratoire Electronique Philips). En utilisant une barrette de transducteurs ultrasonores connectée à un échographe modifié pour atteindre des cadences d'images de quelques centaines de Hertz, nous avons observé la propagation d'un front d'onde de cisaillement dans un gel. L'association de ces techniques allait donner lieu à l'élastographie transitoire bidimensionnelle. La thèse de Laurent Sandrin s'est inscrite dans cette dynamique et l'un des objectifs majeurs fut de mettre au point un échographe ultrarapide pour mesurer expérimentalement le champ de déplacement généré par les ondes de cisaillement ainsi qu'une technique pour en déduire les paramètres mécaniques du milieu de propagation : le problème inverse.

### II.1.1. Vers un système d'imagerie de l'élasticité du corps humain

#### a. Elastographie transitoire et problème inverse

Le premier dispositif expérimental, *Fig.1*, utilisé lors d'essais cliniques en juin 2001 fut pour une large part inspiré de l'élastographie transitoire 1D. Dans ce dispositif, la barrette médicale, montée sur un vibreur mécanique (pot vibrant Bruel&Kaer type 4810) , transmet dans un mouvement de piston de quelques centaines de micromètres, une impulsion de basse fréquence dans un gel d'agar-gélatine dont les propriétés mécaniques sont proches de celles des tissus biologiques. Dans le même temps, une centaine d'images échographiques est stockée dans des mémoires électroniques. La face avant de la barrette médicale est donc source à la fois d'ondes ultrasonores (5 MHz) et d'ondes sonores (100 Hz typiquement). Si une cadence d'acquisition de quelques KHz en mode émission-réception ne pose pas de difficulté technique majeure à un unique transducteur ultrasonore, elle constitue une performance hors de portée des barrettes d'un échographe médical commercial comportant une centaine de transducteurs, les plus rapides atteignant un taux de rafraîchissement d'images de 50 Hz parfaitement adapté au confort visuel « temps réel » des praticiens. Dans la séquence d'acquisition des échographes standards, la focalisation à l'émission s'effectue de manière séquentielle et l'image finale est construite ligne après ligne. Chaque ligne nécessite un temps incompressible imposé par le temps de vol des ultrasons jusqu'à la profondeur de visualisation souhaitée. Dans une séquence de l'échographe ultrarapide, cette focalisation à l'émission est remplacée par l'émission d'une onde plane par tous les transducteurs de la barrette médicale. La focalisation à la réception est effectuée ensuite en soft par des algorithmes classiques de formation de voies. Le temps nécessaire pour obtenir une image échographique complète est donc le temps de vol des ultrasons pour parcourir l'échantillon. Pour une profondeur typique de 10 cm, ce temps de vol est de 0.13 ms ce qui autorise une cadence d'environ 8000 images par seconde. Enfin à partir de ces images échographiques, des algorithmes de corrélation permettent de reconstruire le champ de déplacement généré par les ondes de basse fréquence au sein du milieu étudié. On distingue Fig.1, un front d'onde en niveau de couleur qui correspond à la propagation d'une onde de cisaillement. Cette image est tirée d'un film avant que ce front linéaire n'ait traversé une inclusion cylindrique. La suite montre une déformation du front, une accélération de l'onde dans l'inclusion dure. Si ce film

permet de détecter la présence d'une inclusion dure, il est impossible d'en donner précisément la forme, la position et l'élasticité. C'est le rôle des algorithmes de résolutions du problème inverse.



*Fig. 1. Montage expérimental d'élastographie transitoire. Une barrette médicale reliée à un scanner ultrarapide sonde un gel d'agar gélatine avec une cadence de 3000 images par seconde. Une image échographique typique est représentée sur la droite du schéma. Dans le même temps, la barrette montée sur un vibreur génère une impulsion de fréquence centrale 60 Hz dans le gel. Grâce à un algorithme de corrélation appliqué aux 250 images échographiques stockées dans une mémoire, le champ de déplacement des ondes de basse fréquence (principalement des ondes de cisaillement) est obtenu. Un champ de déplacement instantané typique est représenté en niveau de couleur. On distingue un front d'onde de cisaillement qui s'apprête à traverser une inclusion dure.*

Le problème inverse consiste donc à dresser une carte de l'élasticité locale à partir des déplacements  $\vec{u}$  générés par les ondes de cisaillement. En effet, une onde transverse harmonique obéit à l'équation d'Helmoltz :

$$\Delta TF_i(\vec{u}) + k^2 TF_i(\vec{u}) = 0. \quad (1)$$

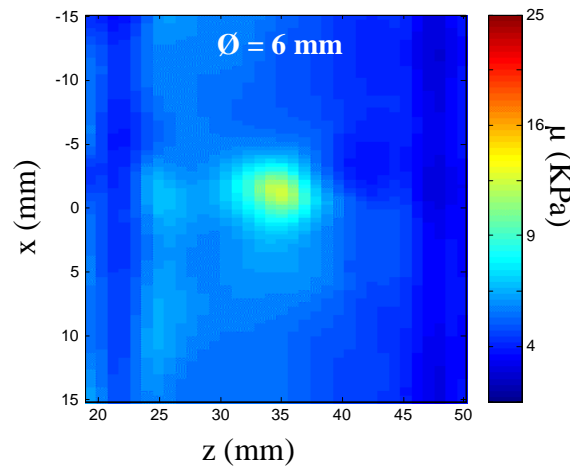
On en déduit le vecteur d'onde local à partir des transformées de Fourier des déplacements expérimentaux en chaque point des images :

$$k = \sqrt{\frac{\Delta TF_i(\vec{u})}{TF_i(\vec{u})}}. \quad (2)$$

De la vitesse locale  $C = \frac{\omega}{Re(k)}$ , on déduit l'élasticité locale  $\mu$  en utilisant un modèle simple de milieu parfaitement élastique et en faisant l'hypothèse d'une masse volumique constante ( $1100\text{kg/m}^3$ ) dans toute la zone explorée:

$$\mu = \rho C^2. \quad (3)$$

Les résultats extrêmement encourageants ont été obtenus à la fin de la thèse de Laurent Sandrin dans des gels d'agar-gélatine. Les inclusions, *Fig.2*, apparaissent clairement. Elles ont la bonne forme, circulaire, et la bonne taille, 6 mm. Nous avons pu à cette occasion vérifier que la résolution de nos images n'est pas limitée par la longueur des ondes de cisaillement (1.5 cm) mais par la longueur des ondes ultrasonores. Toutefois, on peut remarquer que les filtres que nous appliquons lors du traitement du problème inverse ne nous permettent pas encore d'atteindre la résolution des images échographiques.



*Fig. 2. Inclusion dure dans un gel d'agar-gélatine. Le problème inverse est appliqué à un champ de déplacement expérimental. L'inclusion deux fois plus dure que le gel apparaît sur l'image de l'élasticité de cisaillement  $\mu$  avec la bonne forme (circulaire) et le bon diamètre (6 mm).*

#### b. Premier test in-vivo de détection de tumeur du sein

Fort de ces résultats expérimentaux obtenus dans des gels, nous avons monté en collaboration avec l'équipe du Professeur Martine Meunier de l'Institut Curie, un protocole expérimental sur des patientes volontaires présentant des nodules dans le sein. L'élastographie transitoire passe le test avec succès, *Fig.3*, mais doit subir des transformations de forme. En effet, il

s'avère pendant ces essais cliniques, que la manipulation du système vibreur-barrette par les praticiens n'est pas aisée. De plus, il est apparu que la qualité du champ de déplacements des ondes de basse fréquence en terme de rapport signal sur bruit était opérateur-dépendant. Ces deux constatations nous ont poussés à reconsidérer la manière de générer les ondes de cisaillement. En s'appuyant sur des travaux des équipes de E. Sarvazian<sup>1</sup> et de K. Nightingale, G. Trahey<sup>2</sup>, Jérémy Bercoff, Mickael Tanter et Mathias Fink<sup>3</sup> ont proposé une technique d'élastographie reposant exclusivement sur les ultrasons : l'imagerie supersonique de cisaillement (*the supersonic shear imaging*).

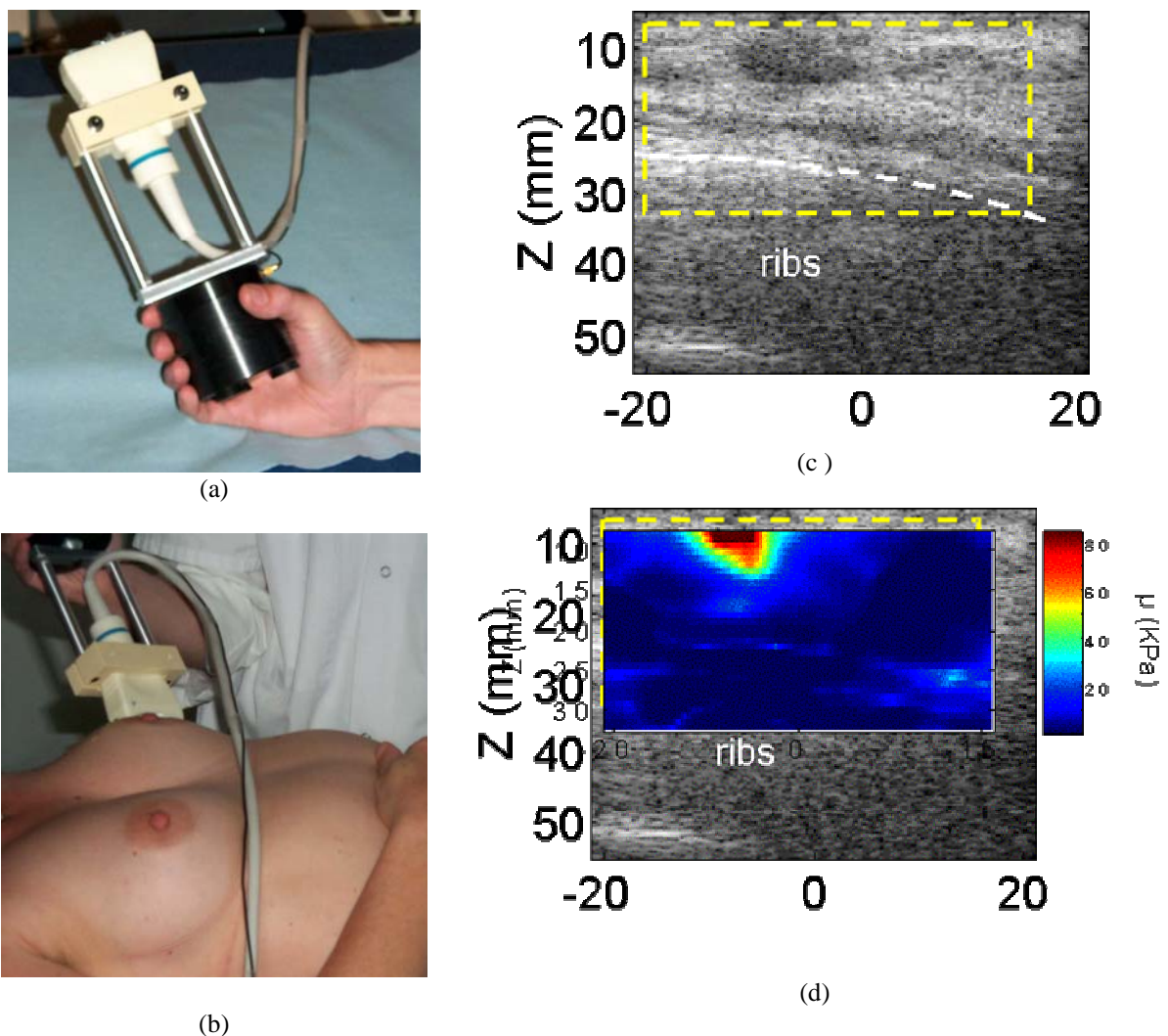
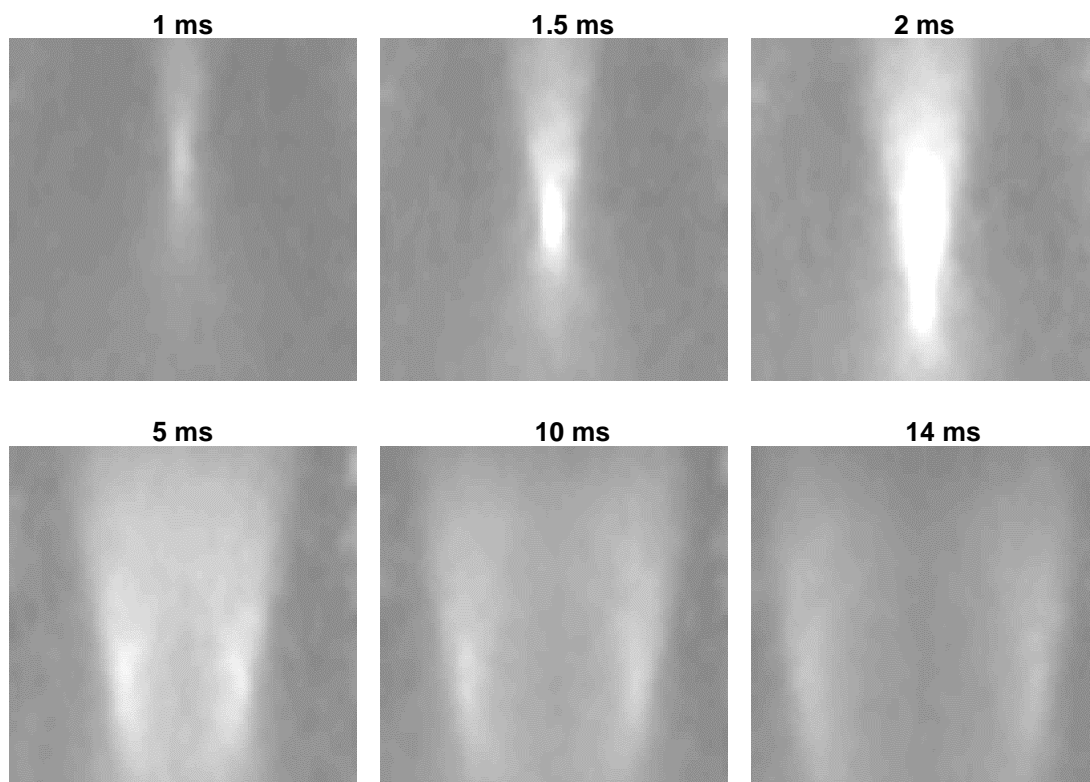


Fig. 3. Expériences *in vivo* d'élastographie transitoire. a,b) Une barrette échographique classique est montée sur un vibreur mécanique. c) Image échographique obtenue sur une patiente présentant un carcinome d'environ 1 cm de diamètre visible à l'échographie. d) La reconstruction par problème inverse donne l'image quantitative du module de cisaillement dans la zone définie en pointillés jaunes. L'échelle varie de 0 à 80 kPa.



c. La palpation à distance par force de radiation acoustique

La technique d'imagerie appelée « supersonic imaging » repose à la fois sur l'utilisation de la force de radiation acoustique et sur la technique d'élastographie transitoire. Plus précisément, dans une première étape un train d'ondes ultrasonores de forte puissance de quelques centaines d'arches de sinusoïdes est focalisé dans les tissus. Au foyer de la focale, une force de radiation déplace les tissus. Le système passe instantanément en fonctionnement d'échographe ultrarapide. La disparition de la force de radiation et le retour à l'équilibre s'accompagne de la propagation d'une onde de cisaillement. Cette technique présente donc l'énorme avantage de dispenser le praticien de la manipulation d'un lourd vibreur mécanique. Comme l'opération totale, pression de radiation et propagation d'onde de cisaillement ne prend que 40 ms, cartographier l'élasticité des tissus ne modifie pratiquement pas le geste du radiologue.



*Fig. 4 : Résultats expérimentaux : Génération par pression de radiation d'une source de cisaillement supersonique et détection du champ de déplacement par le scanner ultrarapide dans un gel d'agar-gélatine. La composante verticale du déplacement de 0 à 10  $\mu\text{m}$  est représentée en niveau de gris à 6 instants successifs dans une zone de 40x40  $\text{mm}^2$ .*

Par ailleurs, la génération quasi simultanée d'ondes de cisaillement à différents endroits est effectuée par focalisations électroniques. Ce procédé a non seulement permis à Jérémie Bercoff, Mickaël Tanter et Mathias Fink d'étudier les cônes de Mach élastique<sup>4</sup> dans les solides mous, mais il améliore aussi d'un point de vue pratique, la qualité des cartes d'élasticité issues du problème inverse sur le champ de déplacement des ondes de cisaillement.

## II.1.2. Vers un système d'imagerie de la viscosité du corps humain

### a. Quel modèle rhéologique des tissus biologiques ?

L'information sur l'élasticité des tissus biologiques n'est pas la seule information véhiculée par la propagation des ondes de cisaillement. Par exemple, la viscosité se manifeste par une dissipation d'énergie lors de la propagation. Nous avons testé, à travers des expériences très simples d'ondes transverses planes, Fig.5, des algorithmes de problème inverse visco-élastique.

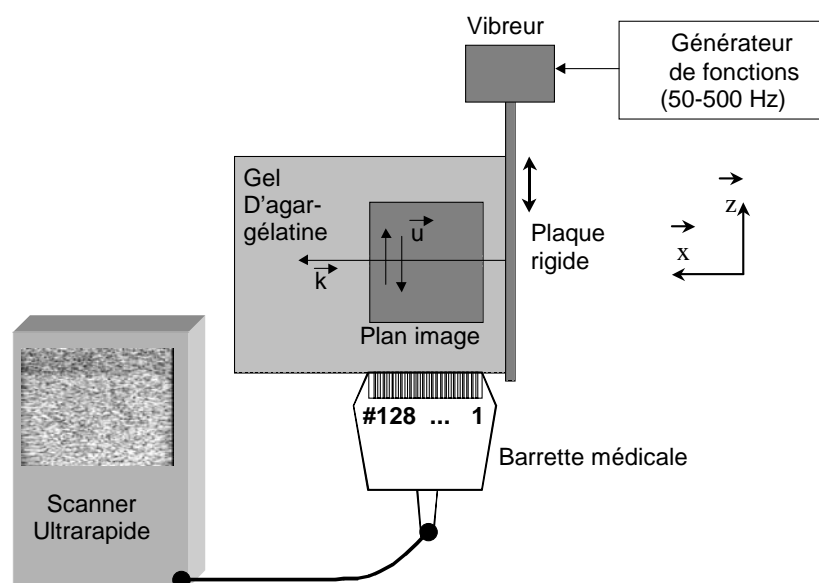


Fig. 5 : Montage expérimental d'ondes de cisaillement plane (onde transverse) dans des solides mous. Une plaque rigide (aluminium) montée sur un vibreur mécanique est appliquée sur une face du matériau à étudier. Les vibrations de la plaque se propagent sous forme d'une onde transverse dont les déplacements sont détectés par une barrette médicale reliée à un scanner ultrarapide.

Travailler avec des ondes planes telles qu'elles apparaissent Fig.6 simplifie considérablement l'analyse théorique de la propagation d'ondes et notre objectif était de montrer la pertinence des mesures par un problème inverse de viscosité dont les effets sont un ordre de grandeur plus faibles que ceux de l'élasticité.

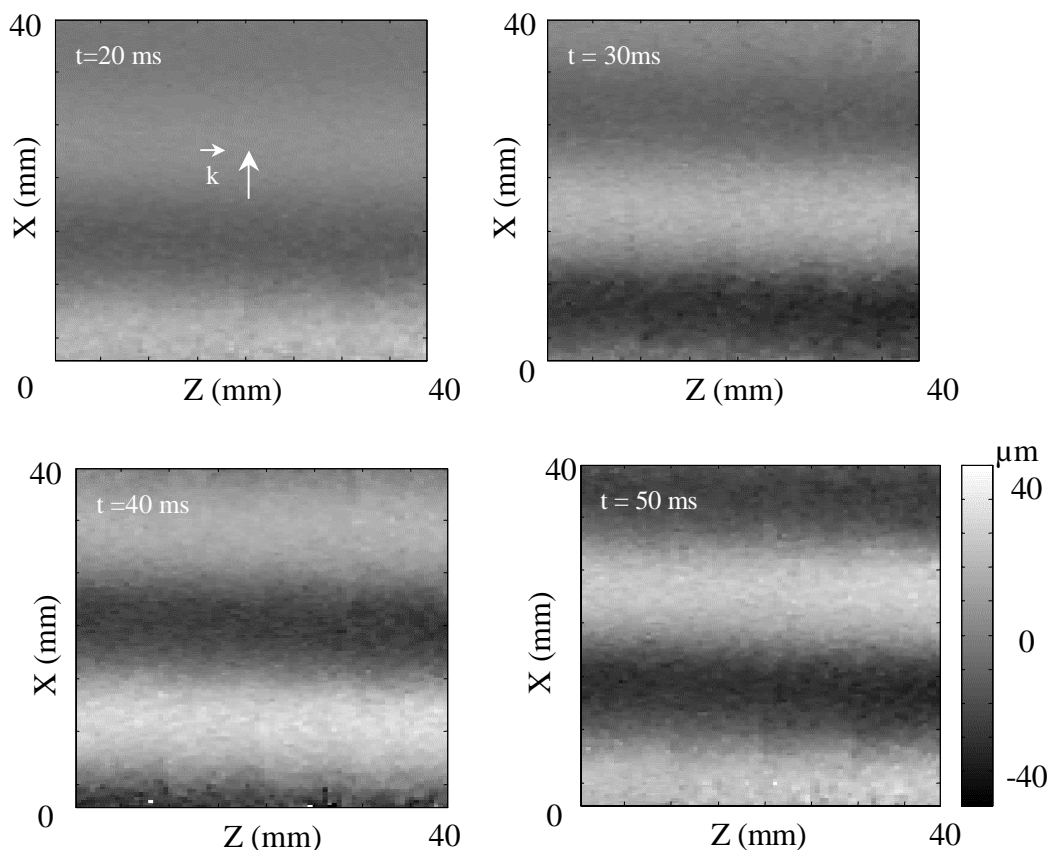


Fig. 6. Mesure du champ de déplacement transverse créé par une onde de cisaillement de 100 Hz dans un gel homogène d'agar-gélatine. Ces images prises aux temps 20, 30, 40, 50 ms sont tirées d'un film obtenu après la génération par le bas de quelques cycles de sinusoides. Le vecteur  $\vec{k}$  sur la première image indique la direction de propagation de l'onde. Le caractère plan de l'onde apparaît clairement sur ces clichés : il s'agit d'une onde plane transverse.

Lorsque nous avons commencé ces études, avec Jean-Luc Gennisson en fin de thèse et Gilles Delon en stage de DEA, on trouvait dans la littérature des auteurs utilisant le modèle de Maxwell et d'autres le modèle de Voigt comme modèle des tissus mous. Les deux modèles sont tous deux composés de deux éléments, un patin visqueux et un ressort, en série pour le premier et en parallèle pour le second. Notre première tâche a donc consisté à comparer les

prédictions de ces deux modèles aux vitesses (mesure de phases) et aux atténuations (mesure d'amplitudes) des ondes planes expérimentales. La raison à cette situation confuse est double. D'une part, les rhéomètres capables de tester ces modèles à la lumière d'expériences sont confrontés à des problèmes de propagation d'ondes et ne fonctionnent pas aux fréquences de l'élastographie. D'autre part, comme cela apparaît clairement Fig.7a, les mesures de dispersion (les seules effectuées jusqu'à maintenant) peuvent difficilement trancher quant au choix du bon modèle rhéologique. En revanche, les mesures d'atténuation d'ondes planes en fonction de la fréquence ne laissent aucun doute possible, Fig.7b : le modèle de Voigt rend mieux compte des expériences que le modèle de Maxwell.

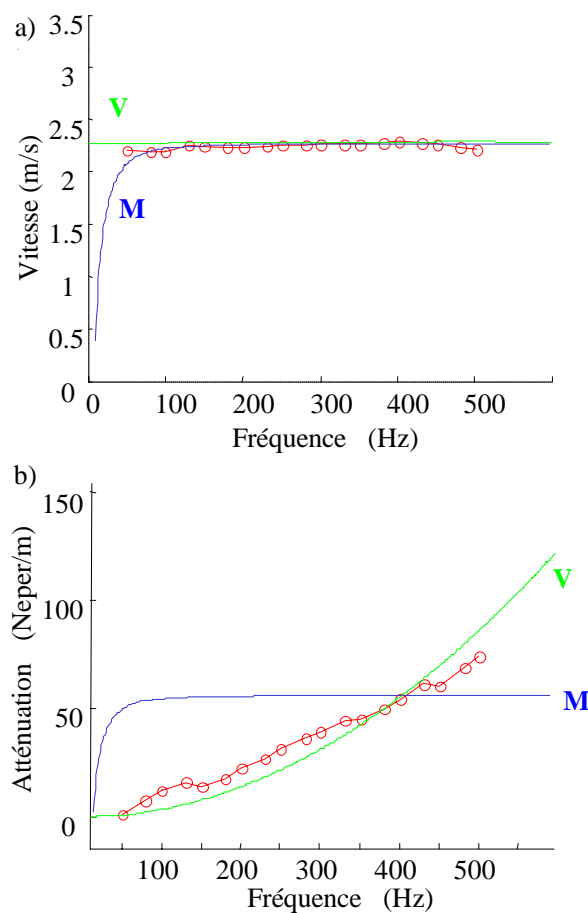
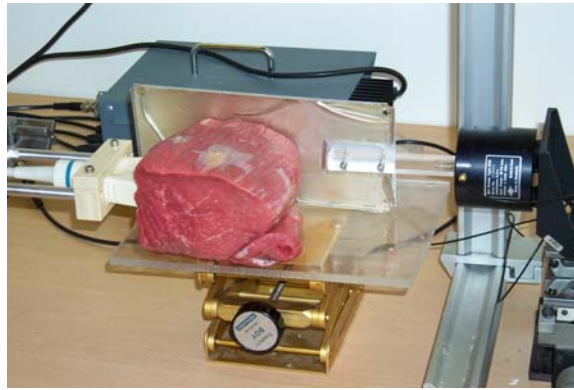


Fig. 7. Mesures de vitesse et d'atténuation d'ondes transverses planes à différentes fréquences. (a) La distribution plate des vitesses (cercles) est fidèlement prédite à la fois par le modèle de Voigt (V) et de Maxwell (M). (b) Cependant la prédiction du modèle de Maxwell sur la distribution d'atténuation ne rend clairement pas compte des résultats expérimentaux (cercles). Le modèle de Voigt est donc le meilleur des modèles rhéologiques simples à deux éléments.

b. Cas d'un muscle de bœuf *in vitro*

Les mêmes expériences ont également été menées sur un muscle de bœuf, le *biceps femoris*. Là encore, le bon modèle rhéologique s'est avéré être le modèle de Voigt. Ce n'était pas là une surprise pour l'équipe de L'INRA du Centre de recherche sur la viande, Saïd Abouelkaram et Joseph Culioli. Les expériences d'ondes planes ont en outre révélé le caractère anisotrope de la propagation d'ondes. Deux élasticités et deux viscosités ont ainsi pu être estimées : les unes pour les ondes transverses de polarisation parallèle aux fibres musculaires et les autres pour les ondes de polarisation perpendiculaire.



*Fig. 8. Photo du montage expérimental d'une onde transverse plane dans un muscle de bœuf (biceps femoris). Les oscillations longitudinales créées par le vibreur sur la plaque se propagent au sein du muscle sous forme d'une onde transverse plane polarisée perpendiculairement aux fibres dans cette expérience. Les déplacements sont détectés par une barrette médicale connectée à un scanner ultrarapide.*

c. Problème inverse visco-élastique

La simplification de cette approche en ondes planes se manifeste également sur les équations du problème inverse. Pour une excitation monochromatique, l'équation d'onde est l'équation d'Helmoltz 1D, Eq.4.

$$\frac{\partial^2 FT_i(u_z(x))}{\partial x^2} + k^2 FT_i(u_z(x)) = 0, \quad (4)$$

L'expression du vecteur d'onde, de la vitesse et de l'atténuation découlent immédiatement :

$$k = \sqrt{\frac{\frac{\partial^2 FT_i(u_z(x))}{\partial x^2}}{FT_i(u_z(x))}}, \quad (5)$$

$$\begin{cases} C_T = \frac{\omega}{\text{Re}\{k\}} \\ \alpha_T = \text{Im}\{k\} \end{cases}. \quad (6)$$

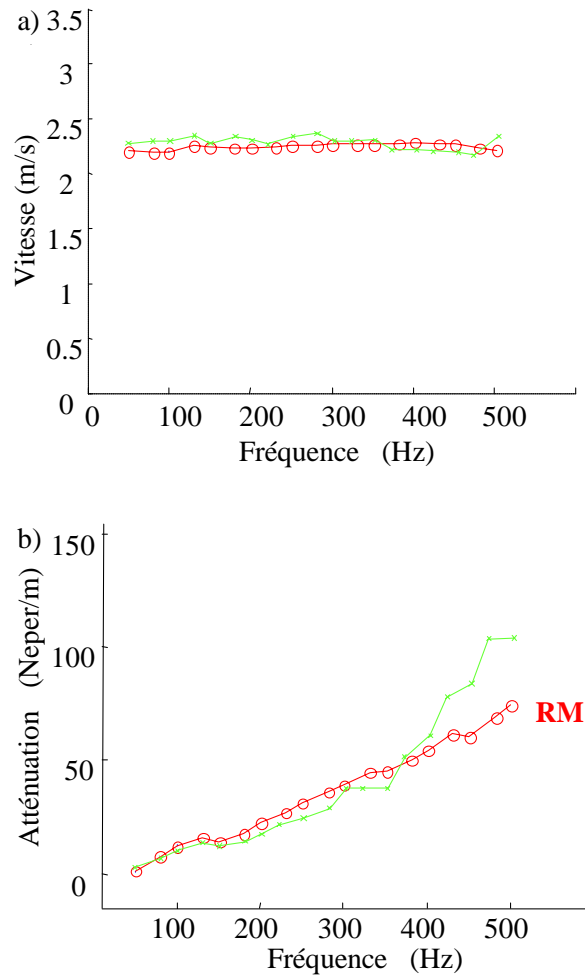


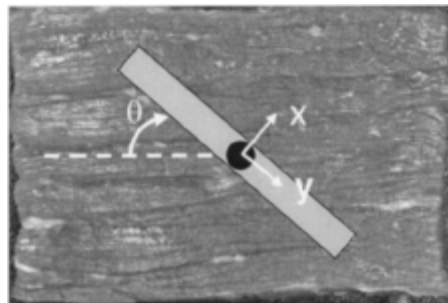
Fig. 9. Mesures de vitesse et d'atténuation d'une onde transverse en fonction de la fréquence. (a) Le problème inverse donne une bonne estimation de la vitesse (croix) par comparaison aux mesures de référence par la phase des déplacements (cercle). (b) Un accord satisfaisant est également obtenu sur l'atténuation, sauf pour les fréquences supérieures à 400 Hz pour lesquelles le moins bon rapport signal sur bruit semble défavorable à la méthode par problème inverse (croix).

Enfin, la comparaison des estimations de vitesses et d'atténuations issues des équations 5 et 6 avec les mesures directes sur la phase et sur l'amplitude des ondes transverses donne des résultats satisfaisants, Fig.9. Il est donc envisageable qu'un jour des cartes de viscosité

accompagnent les cartes d'élasticité. Néanmoins, ces travaux ont également abouti à une conclusion plus nuancée lorsque l'on travaille dans des situations réalistes où ondes de cisaillement non planes et ondes de compression coexistent. Le problème inverse doit alors reposer sur l'équation de propagation complète ce qui implique de connaître le champ de déplacement en trois dimensions comme nous le verrons au paragraphe 1-1-3c. Une autre solution consiste à contrôler la source d'onde de cisaillement grâce à la pression de radiation comme l'ont montré Jérémie Bercoff et Mickaël Tanter.

### I.1.3. Mesure d'anisotropie des milieux biologiques

#### a. Le palpeur ultrasonore d'anisotropie



*Fig. 10: Vue de dessus du montage expérimental. Une barre de 80 mm de long génère dans les tissus musculaires une onde de cisaillement dont la contrainte résultante sollicite préférentiellement la direction perpendiculaire à l'axe principal de la barre. Les vitesses sont mesurées pour des angles  $\theta$  entre les fibres et la barre compris entre 0 et 180° par pas de 10°.*

Parmi les paramètres mécaniques fondamentaux pour la caractérisation des tissus biologiques, ou pour le diagnostic médical, l'anisotropie figure en bonne place. Là encore, pendant la thèse de Jean Luc Gennisson, nous avons choisi de travailler sur un muscle abondamment décrit dans la littérature et dont la structure simple se prête bien aux études préliminaires. Il s'agit du biceps, muscle dont les fibres orientées dans la même direction en font un cas d'école pour l'anisotropie transverse. Pour ce type d'anisotropie (système hexagonal), trois ondes de compression et deux ondes de cisaillement peuvent se propager à des vitesses différentes. Nous avons donc cherché, dans des expériences en partie menées au centre de recherche sur la viande à l'INRA de Theix, à mesurer ces vitesses d'ondes transverses pour en déduire une estimation des constantes élastiques  $C_{44}$  et  $C_{66}$ . En appliquant le palpeur

acoustique composé d'un transducteur ultrasonore 5 MHz unique monté au milieu d'une barre de 8 cm de long à la surface d'un muscle, Fig.10, nous avons pu mesurer des variations de vitesses d'ondes de cisaillement. Ces variations, Fig.11, sont représentées en fonction de l'angle  $\theta$  que fait la barre par rapport à la direction des fibres musculaires.

La surprise dans ces résultats ne vient pas de la forme en cloche de la vitesse, en accord avec la théorie, mais plutôt de la différence de vitesse entre les deux directions perpendiculaires, preuve d'une anisotropie très importante. Par comparaison, un taux d'anisotropie typique (rapport de vitesses) de 20% permet aux sismologues de qualifier une roche de fortement anisotrope. Le taux d'anisotropie d'environ 300% pour ce muscle *in vitro* peut atteindre sur le biceps *in vivo* 800%.

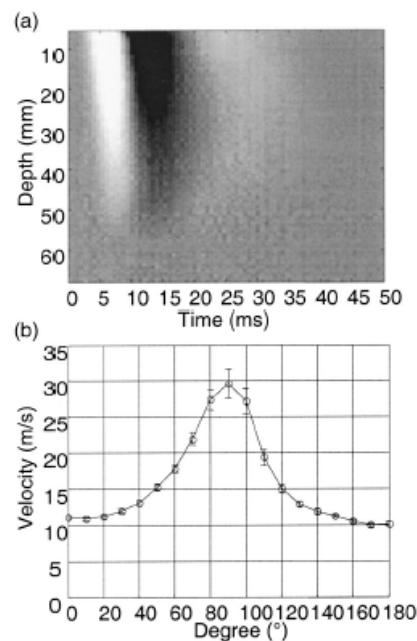


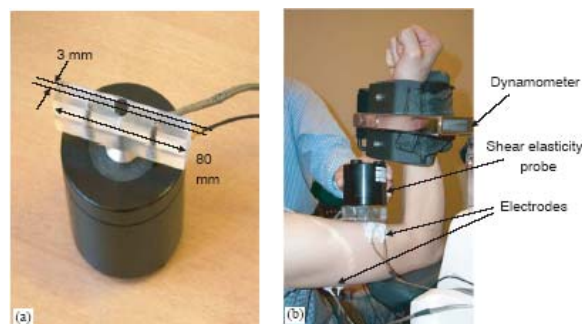
Fig. 11: Une barre de 80 mm de long génère dans les tissus musculaires une onde de cisaillement. (a) La composante longitudinale du champ de déplacement est représentée en niveau de gris en fonction de la profondeur et du temps pour un angle  $\theta$  de  $90^\circ$  entre la barre et les fibres musculaires. (b) Comme le prévoit la théorie de l'anisotropie, la vitesse de l'onde de cisaillement passe par un maximum pour  $\theta = 90^\circ$ .

#### b. Application au biceps *in vivo*

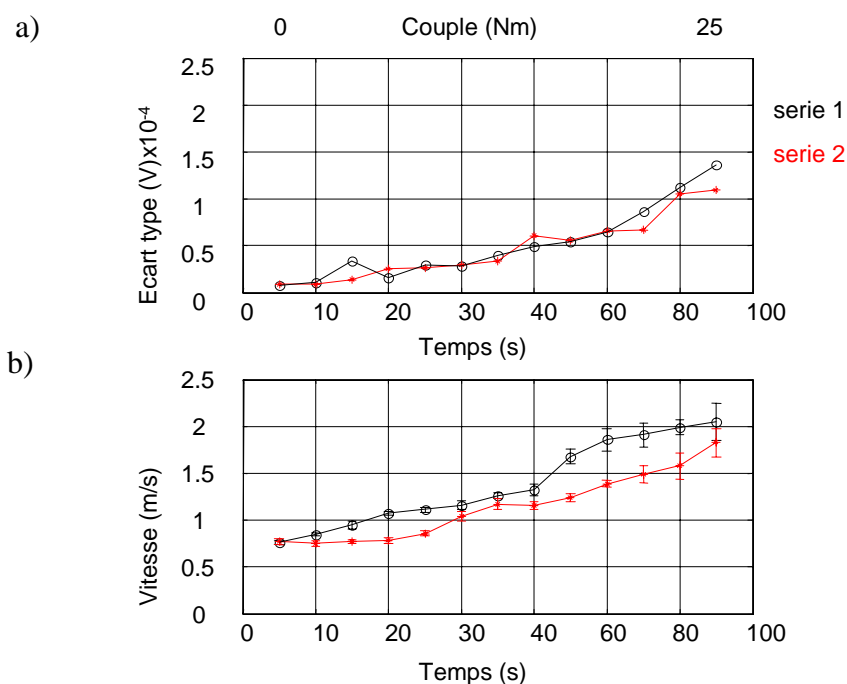
Lorsque nous avons montré ces expériences à Pierre Portero et Christophe Cornu de l'Institut de Myologie de l'hôpital de la Pitié Salpêtrière de Paris, ils nous ont proposé une collaboration autour des mesures par élastographie sur le biceps. Nous avons eu ainsi



l'occasion de tester cet outil dans un environnement hospitalier avec le savoir-faire et le matériel spécifique de l'institut de myologie: un Biodex pour contrôler la contraction des chaînes musculaires ainsi qu'un appareil d'électromyographie pour contrôler leur activité électrique, *Fig.12*. Etablir une corrélation entre les mesures d'activité électrique du muscle et celles de l'élasticité  $C_{44}$  fut notre objectif principal, *Fig.13*. L'un des apports de l'élastographie dans l'étude des mécanismes de contraction musculaire pourrait être, à terme, d'explorer les muscles les plus profonds, inaccessibles aux mesures par électromyographie.



*Fig. 12: (a) Photo de la sonde d'élastographie composée d'un transducteur ultrasonore au milieu d'une barre de 80 mm de long montée sur un vibreur mécanique. (b) Appliquée le long des fibres du biceps brachii, la sonde mesure la vitesse de l'onde de cisaillement de basse fréquence et finalement le module d'élasticité de cisaillement  $C_{66}$ . Des électrodes d'électromyographie permettent de corrélérer ces mesures d'élasticité à l'activité électrique du muscle.*



*Fig. 13: (a) Activités électriques (Ecart type) du biceps brachii mesurées par électromyographie pour un couple de forces croissant de 0 à 25 Nm. Deux séries d'expériences consécutives avec un temps de repos de 1 minute sont représentées. (b) Mesure de vitesses de l'onde de cisaillement polarisée perpendiculairement aux fibres lors des deux séries d'expériences.*

### c. Problème inverse visco-anisotrope

L'élastographie par IRM a, depuis 1995 date de la parution dans Science de l'article fondateur<sup>5</sup>, donné lieu à un grand nombre de publications. Les efforts de recherche dans ce domaine sont tels que les résultats de la *MRE* (Magnetic Resonance Elastography) sont au moins du même niveau et ont peut-être même dans une certaine mesure dépassé ceux des techniques d'élastographies dynamiques pourtant de 8 ans plus anciennes, depuis l'article de Levinson, Krutskop en 1987. L'une des raisons de ce dynamisme tient à la nature tridimensionnelle des informations collectées par la *MRE*. En effet bien que les techniques ultrasonores soient beaucoup moins chères, beaucoup plus faciles à mettre en œuvre et par dessus tout « temps réel », elles ont le grave défaut de ne pouvoir donner d'informations que bidimensionnelles, sur le plan de l'image. En attendant les futurs systèmes d'échographie tridimensionnelle, la *MRE* reste leader d'un système d'élastographie tridimensionnelle. Connaître le champ de déplacement tridimensionnel d'ondes de cisaillement permet d'obtenir grâce à des algorithmes de problème inverse extrêmement rigoureux, des informations sur l'élasticité, la viscosité et même l'anisotropie, comme l'attestent les cartographies de la figure 14. Nous avons eu la chance de partager avec Ralph Sinkus, ingénieur de recherche chez Philips, spécialiste de *MRE*, nos expériences sur le problème inverse. Nous avons maintenant le loisir de travailler avec lui chaque jour puisqu'il a rejoint notre groupe en septembre 2004 comme directeur de recherche au CNRS.

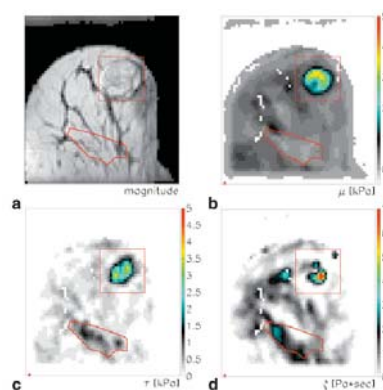


Fig. 14: Résultat d'expériences *in vivo* sur une patiente présentant un fibroadénome au sein. (a) La lésion est visible dans le rectangle rouge de l'image IRM. (b) Les cartes d'élasticité, (c) d'anisotropie et (d) de viscosité correspondantes font également clairement ressortir la lésion sphérique des tissus sains environnants.

#### I.1.4. Mesure de non linéarité des tissus biologiques

##### a. Acoustoélasticité

Lors des discussions que nous avons eues Jean Luc Gennisson et moi-même avec Patrick Rasolofoaon, chercheur à l'Institut Français du Pétrole, il est apparu que s'il nous était possible de mesurer l'anisotropie des solides mous, il était également possible d'estimer leur non linéarité. En effet, lorsque on applique une contrainte uniaxiale dans un milieu isotrope, les effets non linéaires se manifestent par l'émergence d'une anisotropie semblable à celle des muscles : l'isotropie transverse. Les dernières expériences d'acoustoélasticité, Fig.15, ont été réalisées avec Jeremy Bercoff pendant sa thèse. Elles mêlent contrainte statique et génération d'ondes de cisaillement par pression de radiation.

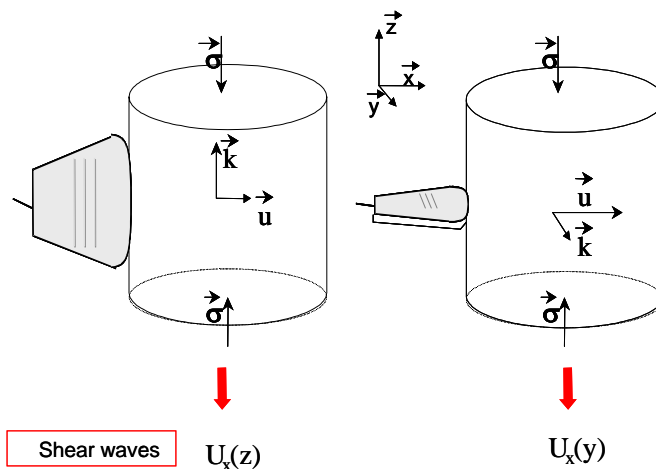


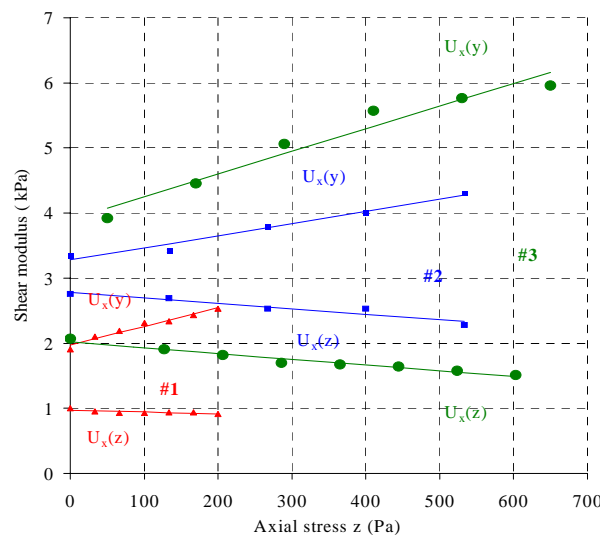
Fig. 15. Schéma du montage expérimental d'acoustoélasticité. La génération par pression de radiation et la détection d'ondes transverses sont effectuées par le scanner ultrarapide. Les vitesses pour deux directions de propagation sont obtenues par une simple rotation de la barrette médicale ultrasonore de 90°. Les variations de vitesses en fonction de la contrainte statique  $\sigma$  caractérisent les coefficients non linéaires.

La difficulté dans la mise en œuvre de cette expérience délicate vient de l'établissement de la contrainte uniaxiale extrêmement dépendante des conditions aux frontières. L'utilisation de la pression de radiation dans ce contexte comme source d'onde de cisaillement constitue

incontestablement un progrès. Nous avons ainsi obtenu le même comportement pour trois gels différents, *Fig.16* : une augmentation de la vitesse des ondes de cisaillement dans la direction perpendiculaire à l'axe de la contrainte uniaxiale et une diminution dans la direction parallèle. D'après la théorie de l'élasticité des solides mous, *Eq.7* et *8*, ces deux types de courbes donnent des estimations indépendantes du coefficient non linéaire de Landau  $A$ . Ces mesures sont réunies dans le tableau 1.

$$U_x(z) \Rightarrow \rho V_s^2 = \mu + \frac{\sigma}{3} \left( 4 + \frac{A}{4\mu} \right) \quad (7)$$

$$U_x(y) \Rightarrow \rho V_s^2 = \mu - \frac{\sigma}{3} \left( 2 + \frac{A}{2\mu} \right). \quad (8)$$



*Fig. 16. Mesures des vitesses d'ondes transverses en fonction de la contrainte statique axiale dans une expérience d'acoustoélasticité. Des pentes de chaque courbe, on déduit le coefficient non linéaire de Landau  $A$ .*

#### COEFFICIENTS ELASTIQUES LINEAIRES ET NON-LINEAIRES

gel	coefficient de Lamé $\mu$ (kPa)	Coefficient de Landau $A$ (kPa)	
1	1.4	-29	-31
2	3.1	-77	-45
3	2.1	-75	-80

*Tableau1: Estimation expérimentale du coefficient de Lamé  $\mu$  et du coefficient non-linéaire de Landau  $A$ , à partir d'une expérience d'acoustoélasticité. L'estimation du coefficient de*

*Landau A à partir de la pente positive et négative des deux polarisations donne deux mesures indépendantes.*

Ces mesures quantitatives de la non linéarité des solides mous mettent à jour un problème non encore clairement résolu à ce jour. Le coefficient non linéaire de cisaillement  $A$  est un ordre de grandeur supérieur au coefficient linéaire  $\mu$  mais reste de l'ordre de quelques kilo Pascal. Il semble donc qu'une règle générale non explicite de la théorie de l'élasticité impose aux coefficients non linéaires d'être du même ordre de grandeur que les coefficients linéaires.

#### b. Onde de choc transverse

Parmi les autres techniques de mesure de non linéarité, la génération d'harmoniques d'une onde transverse de forte amplitude était intéressante à double titre : d'abord parce qu'elle apportait une solution à la difficulté de maîtriser un champ de contrainte uniaxiale homogène dans une expérience d'acoustoélasticité et ensuite parce que l'observation expérimentale d'une onde de choc transverse n'avait jamais été faite. La raison principale est que dans des solides durs (métaux, cristaux, roches), la vitesse des ondes transverses, de l'ordre du kilomètre par seconde, rend inaccessible en expérience l'obtention de grands nombres de Mach. Dans des solides mous, la vitesse particulière de la source proche de la vitesse des ondes de cisaillement nous permet d'atteindre de grands nombres de Mach proches de l'unité. Les effets non linéaires peuvent donc être observés. Les nombreuses discussions avec Vitali Gussev, Olivier Boumatar, Christophe Barrière et Jean-Louis Thomas nous ont conduit avec le montage expérimental décrit sur la figure 5 aux résultats de la Fig.17. La simulation numérique que nous avons utilisée est un code aux différences finies de l'équation de Burger modifiée avec une technique de correction de flux pour prendre en compte la dissipation après la distance de choc. Les prédictions de ce code développé par Michaël Tanter sur la forme temporelle des ondes transverses non linéaires se révèlent très pertinentes. Ces simulations comparées aux expériences confirment l'ordre de grandeur des coefficients non linéaires de cisaillement obtenus en acoustoélasticité dans des solides mous.

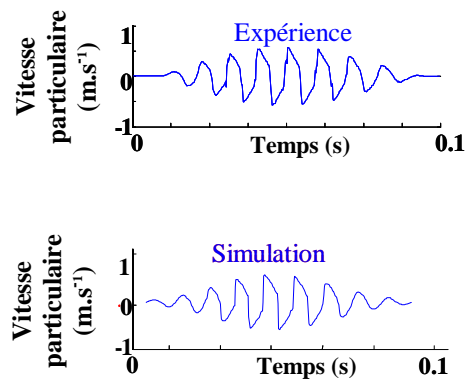


Fig. 17. : Comparaison entre la vitesse particulaire expérimentale et théorique d'un train d'onde transverse de fréquence centrale 100 Hz. La mesure est effectuée à 15 mm de la source.

### c. Interaction non linéaire d'ondes transverses planes

Pendant la thèse de Xavier Jacob dirigée par Daniel Royer et Christophe Barrière, nous avons également étudié l'interaction non linéaire d'ondes transverses. Dans ce domaine comme dans celui de la génération d'harmoniques, les effets non linéaires (non linéarité cubique) nécessitent pour leur observation l'obtention de nombre de Mach élevé. Dans les expériences dont le montage est décrit Fig.5, le résultat d'interaction de deux ondes transverses de fréquences  $\omega_1$  et  $\omega_2$  montre l'apparition des harmoniques  $2\omega_i + \omega_j$  ( $i, j=1,2$ ), conforme aux prédictions théoriques, Fig.18. Ces résultats sont appuyés par la simulation numérique de l'équation de Burger modifiée. Ils conduisent également à des valeurs de coefficients non linéaires légèrement supérieures aux coefficients linéaires. A partir de ces résultats expérimentaux, Yuri Ilinsky, Zhenia Zabolotskaia et Mark Hamilton ont revisité la théorie de l'élasticité dans le cas particulier des solides mous incompressibles. Ces calculs, que Xavier Jacob a effectués par une autre méthode, aboutissent au résultat suivant : l'expression de l'énergie de cisaillement fait apparaître jusqu'à l'ordre quatre, les coefficients de cisaillement  $\mu$  (Lamé),  $A$  (Landau) et  $D$ . De manière surprenante, ce dernier coefficient de cisaillement non linéaire  $D$  s'exprime en fonction des coefficients linéaires  $\lambda$  (Lamé), et non linéaires  $B$  et  $G$  de compression uniquement.

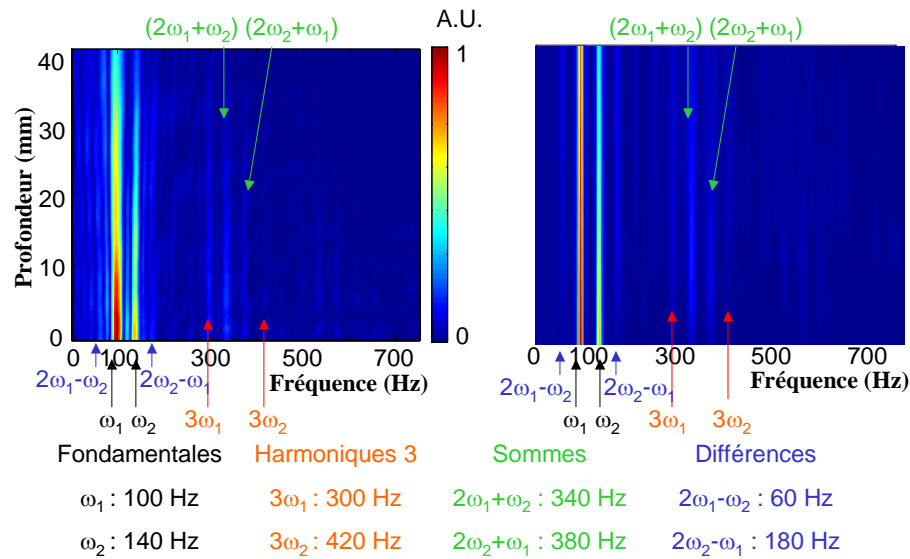


Fig. 18: Spectre des déplacements expérimentaux (gauche) et simulés (droite) en fonction de la profondeur, résultant de l'interaction non linéaire de deux ondes transverses planes aux fréquences  $\omega_1$  et  $\omega_2$ . Comme le prévoit la théorie, les troisièmes harmoniques ainsi que les fréquences sommes et différences sont visibles sur les spectres.

#### d. Cas d'ondes non planes

La mesure de coefficient non linéaire dans les tissus biologiques *in vivo*, à partir d'onde de cisaillement plane est difficilement réalisable. Dans le cas plus réaliste d'expériences avec des ondes non planes, les prédictions théoriques qualitatives ont pu être vérifiées. Ainsi, pour des ondes de cisaillement générées par le palpeur acoustique à la fréquence  $\omega$ , toutes les harmoniques sont obtenues sans difficulté et, historiquement, cette expérience fut la première que nous ayons réalisée au début de la thèse de Jean-Luc Gennisson. Pendant la thèse de Xavier Jacob, nous avons effectué avec le même montage une expérience d'interaction non linéaire d'ondes non planes aux fréquences  $\omega_1$  et  $\omega_2$ . Les harmoniques somme et différence qui apparaissent sur le spectre, Fig.19, sont également fidèles à la théorie. Si de telles expériences sont une manifestation qualitative de la non linéarité, il ne nous a pas été possible jusqu'à maintenant d'en tirer des informations quantitatives tant il est difficile de modéliser la

diffraction d'onde de cisaillement en champ proche dans un milieu de propagation non linéaire.

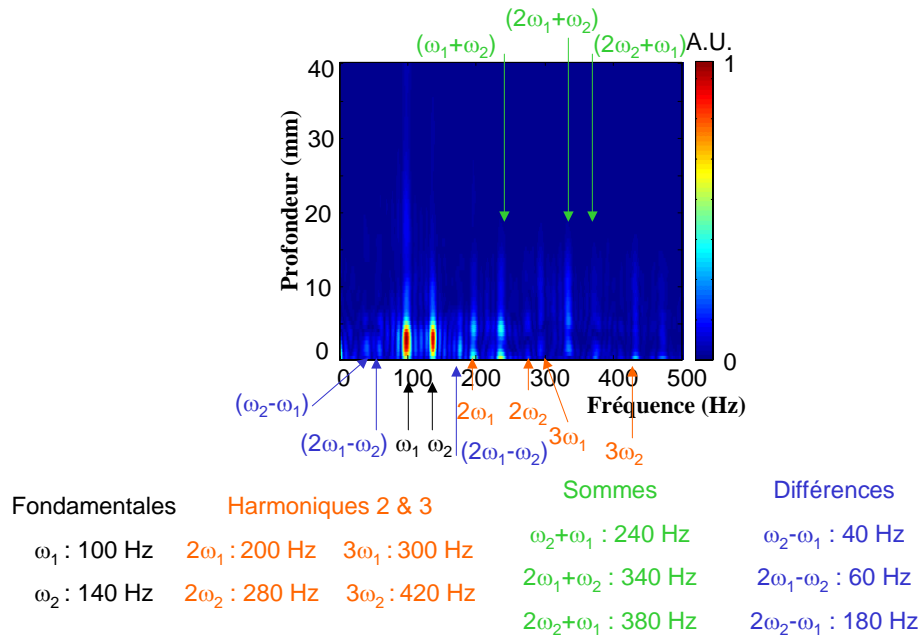


Fig. 19: Spectre des déplacements expérimentaux en fonction de la profondeur résultant de l'interaction non linéaire de deux ondes de cisaillement non planes aux fréquences  $\omega_1$  et  $\omega_2$ . Toutes les combinaisons de fréquences prévues par la théorie apparaissent sur le spectre.



## **Chapitre Deux**

# **Retournement temporel d'ondes acoustiques dans les cavités réverbérantes**

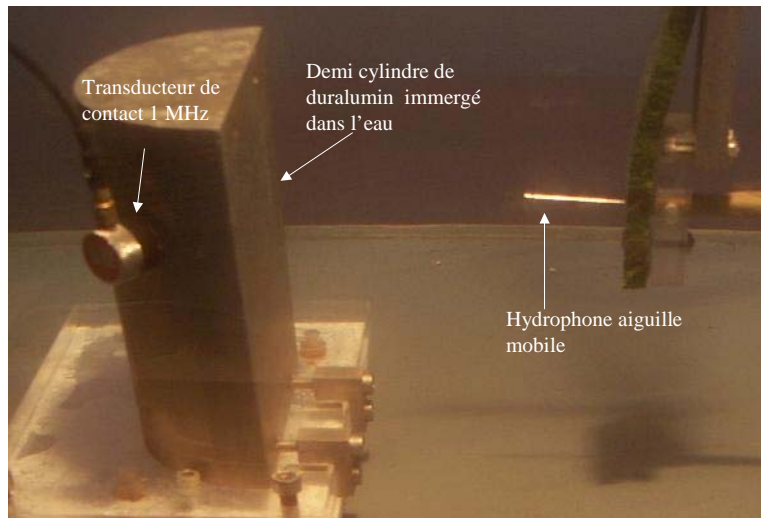
Que ce soit par soucis d'économie budgétaire ou pour des raisons d'espace disponible, les systèmes acoustiques d'imagerie ne peuvent utiliser qu'un nombre limité de capteurs ou de transducteurs ce qui restreint l'ouverture des systèmes d'imagerie. Or de cette ouverture dépend la résolution de l'image. Pour augmenter cette ouverture sans ajouter de transducteurs, nous avons eu l'idée d'utiliser en guise d'antennes, des cavités chaotiques capables de rabattre vers les transducteurs, les ondes acoustiques que les trajets directs éloigneraient. Dès les premières expériences de retournement temporel dans des cavités chaotiques immergées, en juillet 2000 lors du stage de troisième année d'école d'ingénieur ESPCI au LOA, Frédéric Jacquemin a travaillé dans la configuration expérimentale la plus simple, avec un unique transducteur ultrasonore. Largement inspirés des expériences de Carsten Draegger sur les cavités chaotiques, nous utilisons d'abord des plaques de duralumin comme antennes acoustiques. Mais le couplage des plaques avec l'eau ne permet pas d'avoir des temps de réverbération très grands car l'énergie acoustique est rapidement rayonnée. Or il s'avère que ce paramètre définit pour une large part la qualité de ces antennes. Les essais suivants sont donc effectués avec des cavités volumiques dont le temps de réverbération est beaucoup plus important. Dans ces expériences, un Becher rempli d'eau dont le fond est immergé dans une cuve fait office de cavité chaotique. Un transducteur est immergé dans l'eau du Becher. Les expériences montrent que le fond du Becher fait bien office d'antenne acoustique. Cependant comme l'a montré Mickaël Tanter à cette époque dans des expériences sur des guides d'ondes liquides, les effets de température sur la vitesse des ondes acoustiques piégées dans l'eau du Becher ont tôt fait de briser l'invariance par retournement temporel. Lorsque Nicolas Quieffin débute sa thèse en septembre 2002, la physionomie des guides d'ondes chaotiques, des cavités solides volumiques en métal (acier, duralumin...), restera inchangée jusqu'à sa soutenance en octobre 2004.

### **II.2.1. Application aux ultrasons : vers un système d'imagerie à quelques transducteurs**

#### **a. Champ ultrasonore rayonné par une cavité solide immergée**

Sur un bloc immergé de duralumin en forme de demi cylindre, de 20 cm de hauteur et 10 cm de rayon, est collé un transducteur de contact de fréquence centrale de 1 MHz, Fig.20. Un

hydrophone aiguille mobile placé devant la face avant de la cavité, permet de mesurer le champ acoustique rayonné.



*Fig. 20. Photographie du montage expérimental en immersion. Le transducteur de contact et l'hydrophone aiguille sont reliés à une électronique d'émission /réception pilotée par un ordinateur.*

Dans la première étape d'une expérience de retournement temporel, Fig.21(a), une onde sphérique impulsionnelle ( $\cong 1\mu\text{s}$ ) est émise depuis l'hydrophone, pénètre dans la cavité et y subit de multiples réflexions. Enregistré sur le transducteur de contact, ce long signal acoustique (plusieurs centaines de  $\mu\text{s}$ ) est retourné temporellement avant d'être ré-émis dans une seconde étape, Fig.21(b). Il se crée alors sur la face avant de la cavité une onde sphérique qui converge vers l'hydrophone aiguille. Un scan du champ acoustique autour de cette position montre clairement une recompression spatio-temporelle caractéristique d'onde impulsionnelle focalisée. En itérant la première étape pour différents points situés devant la face avant de la cavité, on peut construire une bibliothèque de réponses impulsionnelles. Dès lors, la focalisation sur l'un de ces points s'effectue par retournement temporel en temps réel, Fig.22.

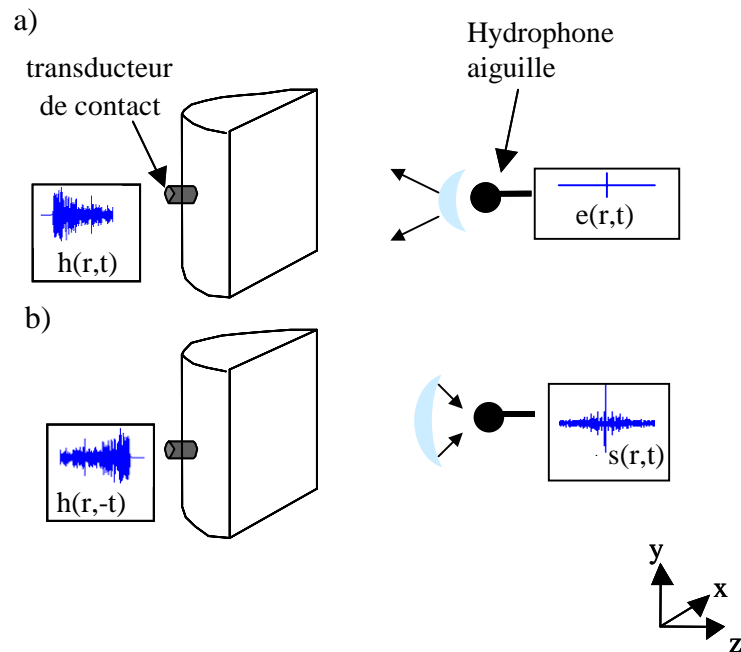


Fig. 21. Principe de focalisation par Retournement Temporel avec une seule source et une cavité réverbérante. (a) Un hydrophone aiguille émet une impulsion brève. L'onde acoustique  $h(r,t)$  est enregistrée par un transducteur de contact. (b) Une fois retournée temporellement et réémise par le transducteur, l'onde converge vers sa source, et donne lieu à une recompression spatio-temporelle.

Une étude précise de la focalisation à travers les lois de la diffraction montre que l'ouverture de ce système de focalisation dépasse largement celle du transducteur ultrasonore, elle correspond exactement à la face avant de la cavité réverbérante. Arnaud Derode<sup>6</sup>, par retournement temporel avec un transducteur unique à travers une forêt de tiges immergées avait obtenu un résultat similaire. D'une manière plus générale, nous avons largement bénéficié dans ces expériences, des travaux antérieurs sur le retournement temporel dans les guides d'ondes par Ros Kiri Ing<sup>7</sup>, Philippe Roux<sup>8</sup>, Gabriel Montaldo<sup>9</sup>.

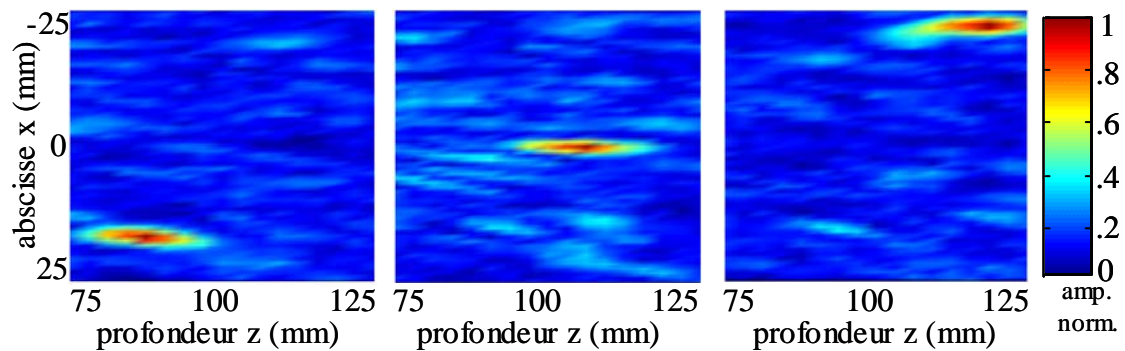
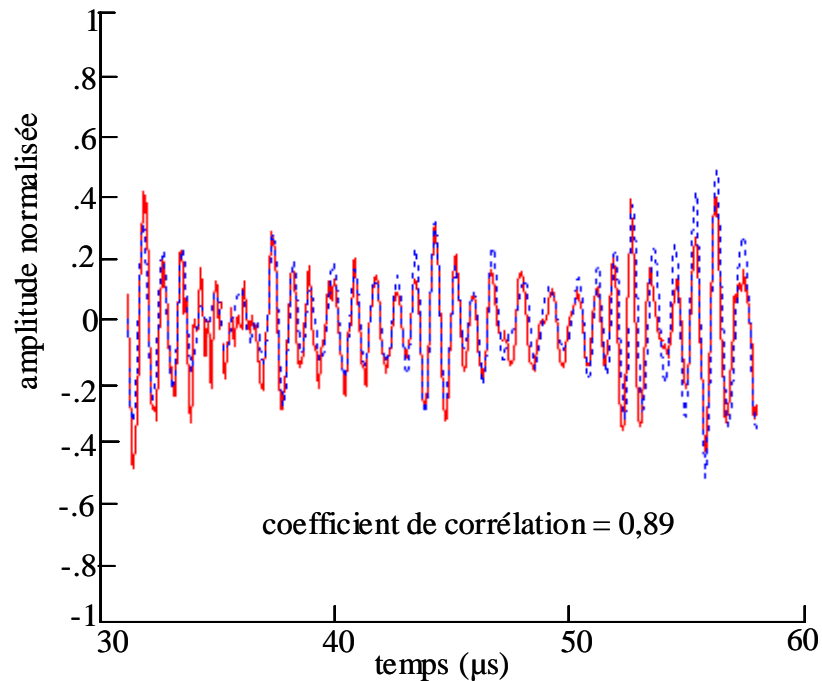


Fig. 22 :Résultat expérimental de focalisation spatiale du champ acoustique avec un unique transducteur ultrasonore. La forme de cigare de la tache focale obéit aux lois de la diffraction d'une ouverture équivalente à la face avant de la cavité réverbérante.

#### b. Contrôle de la focalisation et principe d'Huygens

Pour simplifier la première étape plus ou moins contraignante du retournement temporel qui consiste à enregistrer la bibliothèque des réponses impulsionnelles, il est possible d'agir sur le champ acoustique de l'ouverture de la cavité. En effet, le principe d'Huygens mathématiquement exprimé par l'intégrale de Rayleigh-Kirchoff stipule qu'un front d'onde peut être décomposé en sources secondaires d'ondes sphériques. La convergence de l'onde découle des lois de phase relative de ces sources secondaires. Or nous avons montré théoriquement et dans des expériences comment le retournement temporel permet de contrôler les lois de retard de phase des sources secondaires de la face avant des cavités réverbérantes. En effet, la recompression spatio-temporelle obtenue par retournement temporel permet d'«allumer» les sources secondaires selon une loi de focalisation sphérique sur l'ouverture de la cavité. Comme pour les réseaux de phase, les lois de focalisation sphérique sont contrôlées électroniquement par l'émission de réponses impulsionnelles retardées selon des lois de retard classiquement utilisées dans les algorithmes de formations de voies. Cette technique permet de focaliser les ondes ultrasonores en n'importe quel point situés devant la cavité avec la seule connaissance des réponses impulsionnelles sur son ouverture (sur une surface). Rappelons que le retournement temporel utilise les réponses impulsionnelles de tous les points du demi-espace situés devant la cavité (donc dans un volume). Nous avons donné le nom de «retournement temporel synthétique» à cette technique capable de synthétiser, à partir d'une bibliothèque de réponses impulsionnelles

beaucoup plus modeste, les signaux à émettre lors d'une véritable expérience de retournement temporel comme l'atteste la figure 23.



*Fig. 23 : Détails (20μs) des signaux d'émission du Retournement Temporel (pointillés bleus) et du Retournement Temporel « Synthétique » (ligne continue rouge) déduits des réponses impulsionnelles de la face avant de la cavité réverbérante. Le coefficient de corrélation est de 0,89.*

Les diagrammes de focalisations obtenus par ces deux techniques sont pratiquement superposables, Fig.24. Néanmoins, d'un point de vue pratique, la technique de retournement temporel synthétique permet de réaliser un gain de temps appréciable lors de l'étape d'apprentissage car seules les réponses impulsionnelles sur une surface et non dans un volume sont nécessaires. En outre, les techniques classiques d'apodisation ou de focalisations multiples peuvent être appliquées.

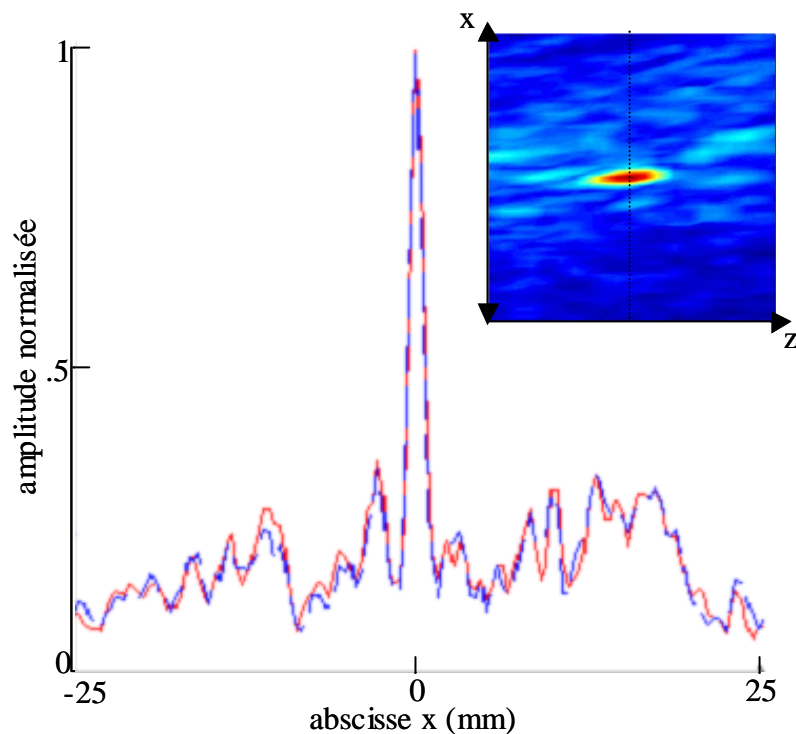


Fig. 24 : Expérience de focalisation spatiale obtenue par retournement temporel (bleu) et par le retournement temporel « synthétique » (rouge). La même qualité de focalisation est observée avec les deux techniques.

### c. Contraste et Filtre inverse

Résolution et contraste sont deux caractéristiques fondamentales d'un système d'imagerie. Or, si les lois de la diffraction établissent que la résolution de notre système dépend de l'ouverture de la cavité et de la fréquence des ondes ultrasonores, les théories sur le contraste dans des cavités chaotiques par retournement temporel sont encore au stade d'élaboration et de validation. C'est dans la thèse de Julien de Rosny sur les milieux réverbérants, soutenue en 2000, que nous avons trouvé la description théorique du contraste. Nicolas Quieffin y a ajouté les effets de dissipation. Nous comparons ici les prédictions théoriques aux expériences. La définition du contraste est établie par un autre membre permanent du laboratoire, Arnaud Derode<sup>10</sup>, avec lequel, comme avec Julien de Rosny, nous avons eu de nombreuses discussions éclairantes. Le contraste s'obtient dans une expérience de retournement temporel, Fig.25, comme le rapport de l'intensité maximale sur l'intensité moyenne autour du temps de recompression.

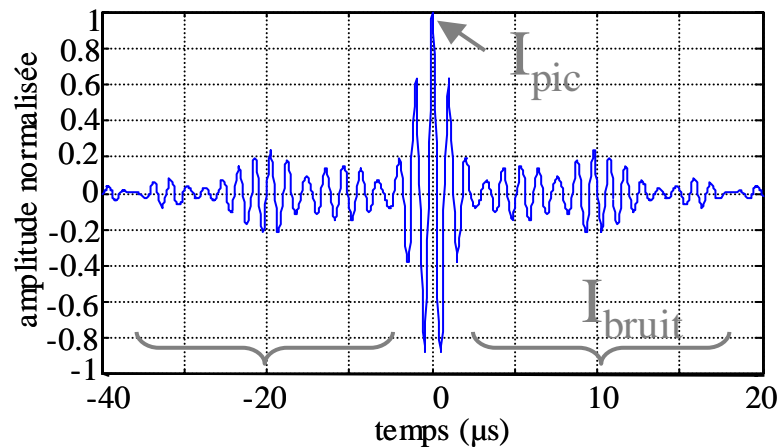


Fig. 25 : Expérience de Retournement Temporel. Le contraste est défini comme l'intensité maximum du pic de recompression temporelle sur l'intensité moyenne autour du pic.

L'évolution du contraste en fonction de la largeur de la fenêtre de retournement temporel, pour différentes valeurs du temps de Heisenberg de la cavité (temps théorique à partir duquel tous les modes de la cavité sont établis) ou de son temps d'absorption, est montrée, Fig.26 et 27. La comparaison avec la théorie confirme la pertinence de notre modèle.

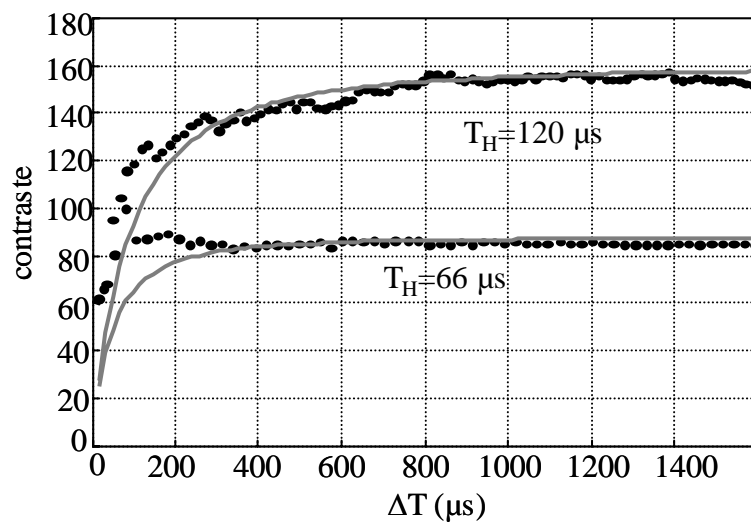


Fig. 26 : Evolution du contraste théorique (courbe grise), et du contraste obtenu par une expérience de simulation numérique (carrés noirs) en fonction de la taille de la fenêtre de retournement temporel ( $\Delta T$ ) pour deux cavités possédant des temps de Heisenberg différents (volumes différents).



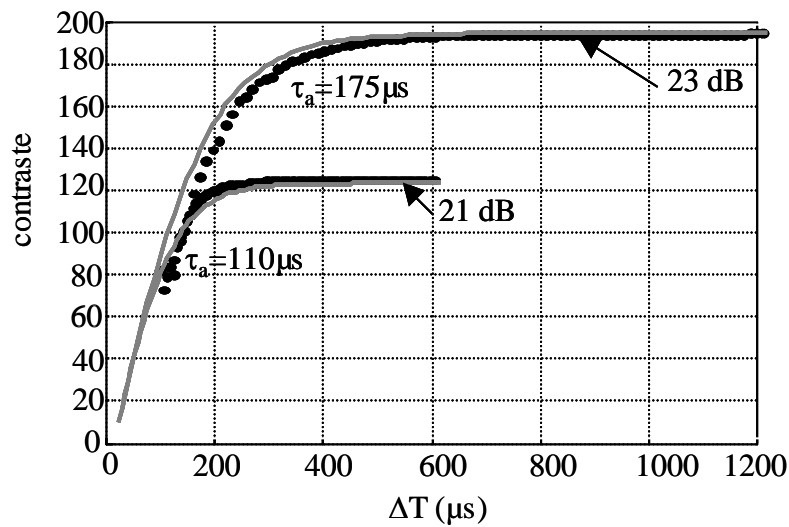


Fig. 27 : Evolution du contraste théorique (courbe grise), et du contraste expérimental (carrés noirs) en fonction de la taille de la fenêtre de retournement temporel ( $\Delta T$ ) pour une cavité réverbérante dans l'eau ou dans l'air. La réverbération, moins importante pour la cavité immergée, se traduit par un temps d'absorption plus faible.

Le modèle théorique donne de surcroît une interprétation physique aux courbes, Fig.26, Fig.27. Mais sans entrer dans le détail des équations, on peut dresser un portrait général de l'évolution du contraste au travers des résultats de l'expérience numérique de la figure 28. L'évolution du nombre de modes propres comptés sur le spectre de fenêtres de retournement temporel de largeur  $\Delta T$  montre la même physionomie que l'évolution du contraste : une croissance linéaire pour de petites fenêtres suivie d'un plateau pour les fenêtres de grande largeur. Comme le montre la théorie, le contraste est directement piloté par le nombre de modes propres de la cavité. Ainsi, les cavités de grande taille, possédant beaucoup de modes propres (temps de Heisenberg important) dans la bande passante disponible expérimentalement, ont un meilleur contraste que les cavités de petite taille, Fig.26. Pour la même raison, les cavités absorbantes dont l'effet de filtre passe-bas diminue le nombre de modes propres ont un contraste plus faible que les cavités parfaitement réverbérantes, Fig.27.

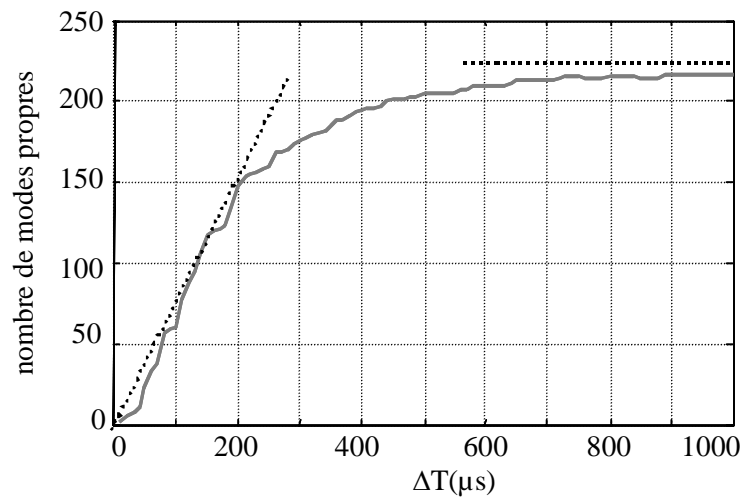


Fig. 28 : Nombre de modes propres comptés sur le spectre d'une fenêtre de retournement temporel ( $\Delta T$ ) d'une expérience numérique.

Ces études sur le contraste nous ont conduit à distinguer les paramètres intrinsèques à la cavité réverbérante comme le temps de Heisenberg et le temps d'absorption, des paramètres liés aux transducteurs comme leur fréquence centrale, leur bande passante et leur nombre. L'influence de ce dernier paramètre a mis en exergue le caractère ergodique de la cavité. En effet si l'on représente sur une même figure, Fig.29, le contraste en fonction de la taille des fenêtres de retournement temporel  $\Delta T$  d'une part et le contraste en fonction du nombre de transducteurs d'autre part, on constate que les deux courbes se superposent exactement si l'échelle des tailles de fenêtres  $\Delta T$  coïncide parfaitement avec le temps cumulé des signaux sur tous les transducteurs. Ainsi, le contraste obtenu avec un seul transducteur pour une fenêtre  $\Delta T = 5$  ms est le même qu'avec 10 transducteurs disposés aléatoirement ayant chacun une fenêtre  $\Delta T = 0.5$  ms. Cela indique une propriété d'équivalence entre les informations prélevées dans l'espace et dans le temps, caractéristique des systèmes ergodiques.

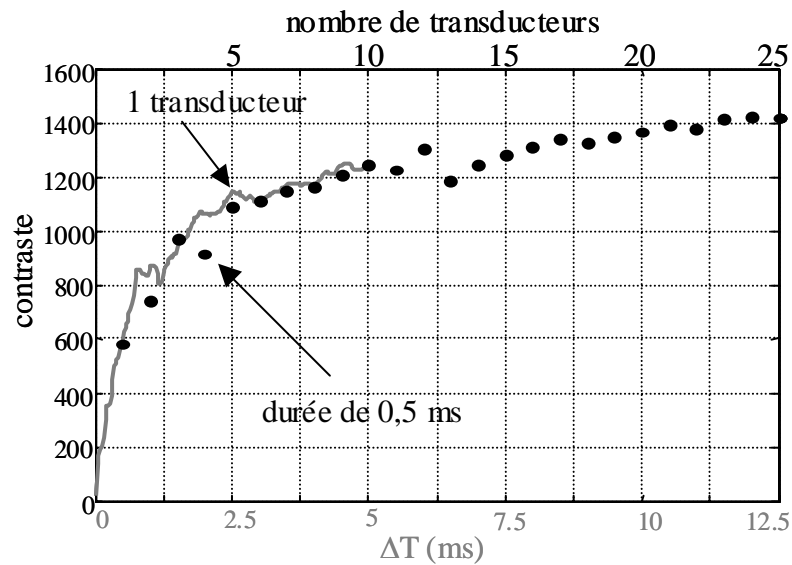


Fig. 29 : Contraste d'expérience numérique par Retournement Temporel, en fonction du nombre de transducteurs émettant chacun un signal d'une durée temporelle de 0,5 ms (points noirs). Contraste en fonction de la taille de la fenêtre de retournement temporel ( $\Delta T$ ) pour un seul transducteur (courbe grise). L'équivalence des informations temporelles et spatiales apparaît clairement sur le contraste.

Il est possible d'améliorer les performances sur le contraste par le biais d'une autre technique de focalisation étudiée dans le domaine ultrasonore par Mickaël Tanter *et al.* Il s'agit de la technique de filtre inverse. Elle présente l'avantage d'utiliser au mieux les modes propres de la cavité compte tenu de la bande passante des transducteurs et de leur sensibilité en leur donnant un poids identique lors du processus de focalisation. Le retournement temporel (filtre adapté) en revanche, assure une focalisation optimum en terme d'énergie, en s'appuyant lors de la focalisation, sur les modes propres de plus forte énergie au détriment des modes de plus faible énergie. Ce processus appauvrit la gamme des modes utilisés ce qui se traduit par une diminution du contraste par rapport à la technique du filtre inverse. La différence entre les deux techniques comme le souligne la figure 30 est d'autant plus grande que la sensibilité des transducteurs est élevée. Pour de faibles sensibilités, le filtre inverse ne peut pas extraire du bruit les modes peu énergétiques. Par conséquent, les deux techniques s'appuyant sur les mêmes modes donnent le même contraste.

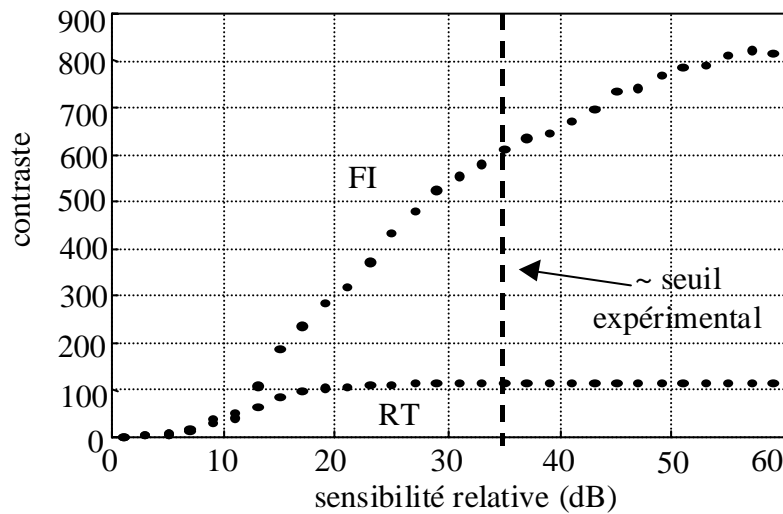
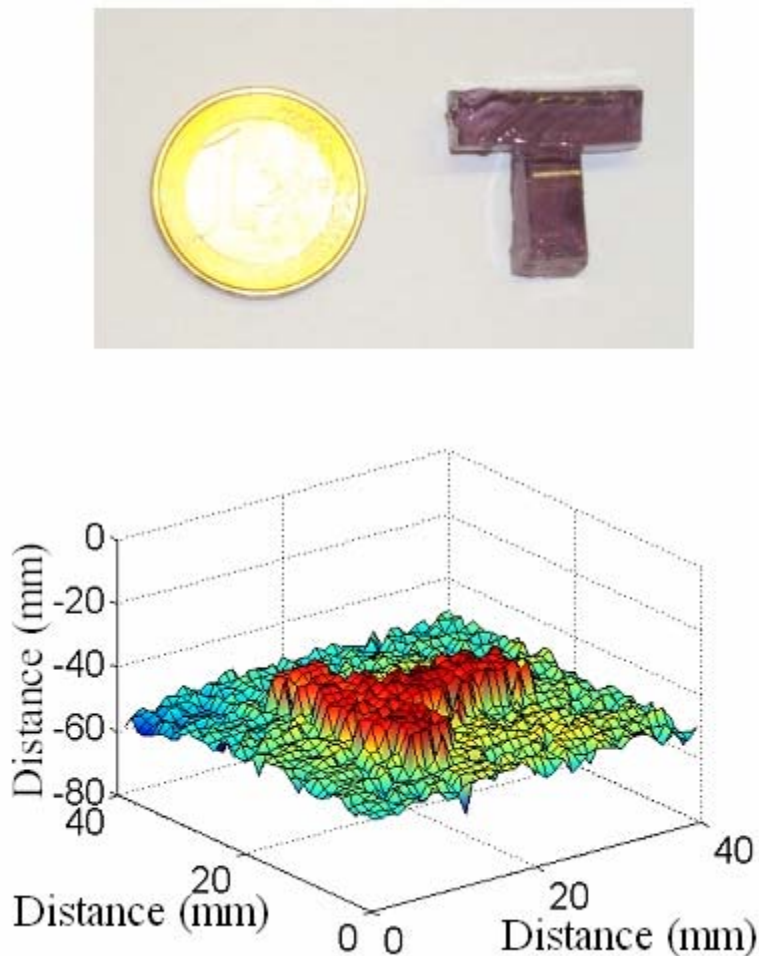


Fig. 30 : Evolution du contraste par Retournement Temporel et Filtre Inverse en fonction de la sensibilité du système d'acquisition lors d'une expérience de simulation numérique.

#### d. Application en imagerie médicale

Nous avons montré qu'il est possible, avec une cavité solide, de focaliser les ultrasons à l'émission ou à la réception. Pour réaliser une image, si l'on souhaite utiliser la focalisation simultanée en émission-réception comme le font les échographes du commerce, on se heurte au problème suivant : les longs signaux utilisés à l'émission (les réponses impulsionnelles) se réverbèrent un long moment dans la cavité. Les échos extrêmement faibles provenant de la zone de la tache focale que l'on cherche à détecter sont alors masqués par les réverbérations. Ce phénomène connu sous le nom de « ringing effect » aveugle momentanément les systèmes d'imagerie. Mais il prend une ampleur particulière dans le cas de ces expériences puisque la réverbération définit la qualité de focalisation. Une solution aussi astucieuse qu'élégante apportée par Delphine Palacio dont la thèse est dirigée par Gabriel Montaldo, Mickaël Tanter et Mathias Fink consiste à utiliser une focalisation à l'émission à une fréquence  $f_0$  et une focalisation à la réception à la fréquence double  $2f_0$  pour réaliser une image des harmoniques (« Harmonic Imaging »). Nous reportons ici une image obtenue par un tel « kaleidoscope » couplé à 31 transducteurs<sup>11</sup>.



*Fig. 31 :Image du relief d'un objet en « T » obtenu par écholocation avec un kaleidoscope couplé à 31 transducteurs ultrasonores. L'imagerie harmonique permet de résoudre le problème posé par la réverbération de la cavité lors de la phase de réception (Image gracieusement prêtée par Delphine Palacio).*

## **II.2.2. Application au son : localisation du son et interactivité**

### **a. Etendre l'interactivité aux objets de la vie courante**

Parmi les applications potentielles de la technique du retournement temporel, celle que nous allons maintenant décrire dans le domaine de l'interactivité est certainement la plus inattendue. Elle s'inscrit dans la continuité des travaux sur la cavité chaotique et de ceux plus anciens, de Jean-Pierre Nicolovsky sur la localisation du son dans les plaques par triangulation. Lors d'une discussion avec ce dernier dans les locaux de sa société « intelligent

vibration » alors situé Rue de Mirebelle dans le cinquième arrondissement de Paris, Ros Kiri Ing et moi-même avons suggéré la possibilité d'utiliser la technique de retournement temporel pour localiser les impacts de doigts sur des vitrines interactives, en complément des techniques acoustiques par temps de vol. A notre retour au laboratoire, c'est Ros Kiri Ing qui monte l'expérience et valide cette idée dans un domaine de fréquences (basses fréquences audibles) dans lequel le laboratoire n'est pas coutumier. Ce concept a donné lieu au dépôt d'un premier brevet très général et à l'élaboration d'un projet soutenu par l'incubateur AGORANOF et avec lequel nous avons reçu la mention spéciale du jury du Grand Prix de l'Innovation de la Ville de Paris. Ayant obtenu une délégation de la part de l'université de Paris 7 où il enseigne en qualité de Maître de conférence, Ros Kiri Ing crée en octobre 2003 une jeune société, Sensitive Object, dans le domaine de l'interactivité.

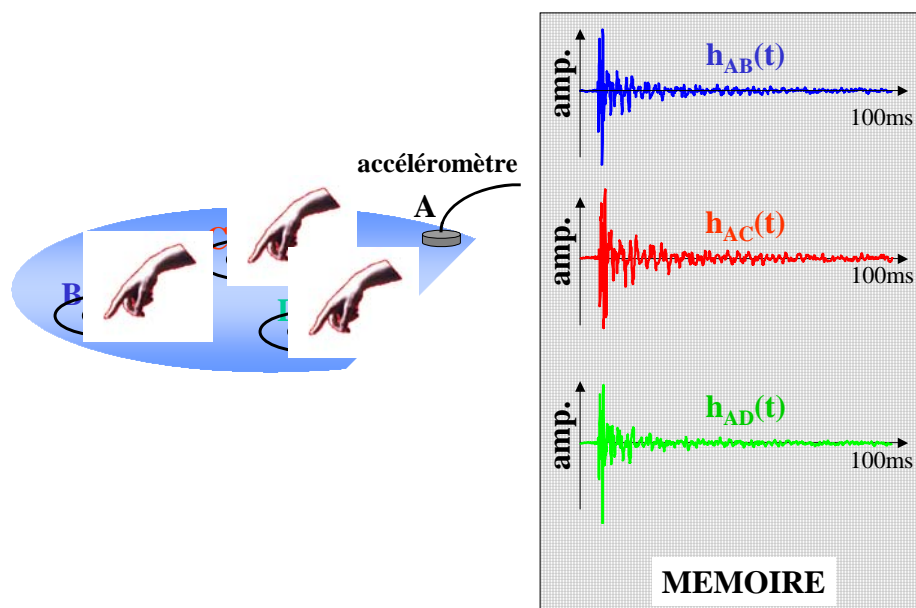


Fig. 32 : Etape d'apprentissage : acquisition par un accéléromètre des signatures acoustiques de trois points arbitrairement choisis à la surface d'un objet. Mis dans la mémoire de l'ordinateur, ces signaux constituent la bibliothèque des réponses impulsionnelles.

Une expérience d'interactivité générique est résumée par les figures 32 et 33. Un capteur relié à l'entrée ligne d'un ordinateur est collé sur un objet de dimension métrique au point A. Trois points interactifs (ou points tactiles) sont arbitrairement choisis. Séquentiellement touché, le son créé par l'impact du doigt sur les points B, C, D et détecté par le capteur est numérisé par

la carte son standard d'un ordinateur (16bit de dynamique et 44.1kHz d'échantillonnage) puis stocké dans sa mémoire. Ces signatures acoustiques  $h_{AI}(t)$ , ( $I=B,C,D$ ) constituent la bibliothèque des réponses impulsionnelles de référence.

Dans une deuxième étape d'utilisation, si l'un des points précédents est à nouveau touché, le nouveau signal acoustique est comparé aux signaux de référence par corrélation. Le résultat, Fig.33, montre qu'un coefficient de corrélation proche de l'unité est obtenu pour le point C et un coefficient de corrélation inférieur à 0.4 est observé ailleurs. Le procédé localise donc bien le point touché. On peut montrer formellement que le résultat de la corrélation est précisément le champ acoustique que l'on obtiendrait dans une expérience de retournement temporel si l'accéléromètre pouvait fonctionner comme émetteur. Le maximum de ce champ acoustique, Fig.33, se trouve donc à l'endroit de la source comme l'y impose l'invariance par retournement temporel des équations d'ondes.

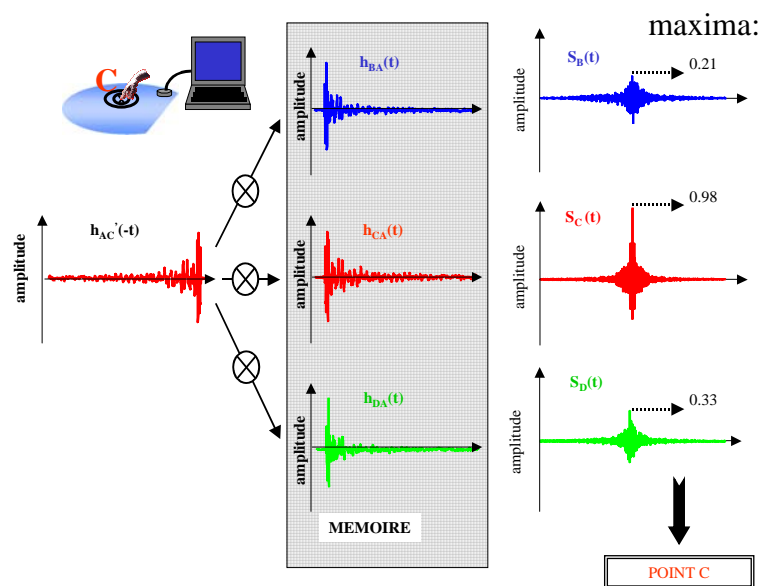


Fig. 33 : Etape d'utilisation : le signal acoustique d'un nouvel impact est corrélé à chacune des réponses impulsionnelles de la bibliothèque. Un coefficient de corrélation proche de un désigne le point de contact.

Nous avons répété cette expérience avec 54 points tactiles disposés sur un réseau carré de 2 cm de côté sur un tableau noir, Fig.34. Sur un écran d'ordinateur, une carte du coefficient de corrélation montre clairement en temps réel un maximum (point rouge) sur le point touché par

Nicolas Quieffin. Le succès de ces expériences a permis à la jeune société Sensitive Object d'intéresser des investisseurs et d'embaucher une dizaine de personnes dont Nicolas Quieffin à la fin de sa thèse. En outre, un contrat européen TAI-CHI dont Ros Kiri Ing est en grande partie à l'origine et dont je suis responsable pour le LOA, finance les recherches sur ce sujet à hauteur de 400k€



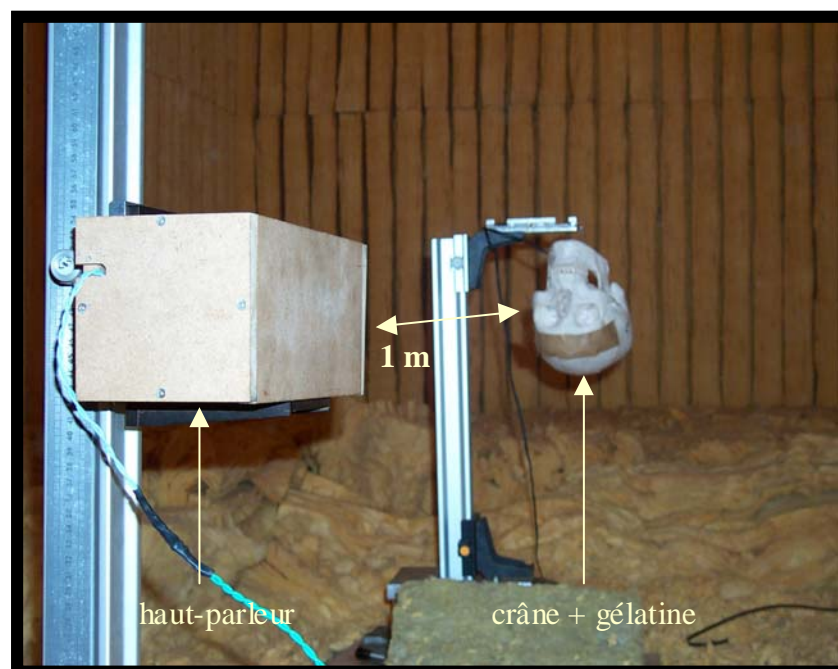
*Fig. 34 : Illustration de la technique de localisation d'impacts. Sur un tableau noir, une feuille quadrillée contient 54 intersections pour lesquelles une bibliothèque de réponses impulsionnelles a été constituée. La localisation de l'impact (point rouge) apparaît clairement sur la carte des corrélations affichée sur l'écran de l'ordinateur portable.*

#### b. Le crâne, un outil de localisation du son ?

Nous avons également testé la propriété de focalisation à la réception d'un crâne humain. La question à laquelle nous cherchons à apporter un élément de réponse est la suivante : se pourrait-il que, lors du processus complexe de localisation du son, l'homme profite des réverbérations des sons dans le crane ? Pour montrer la viabilité d'une telle hypothèse nous collons deux capteurs (Murrata type PKS) sur un crâne humain à l'emplacement des oreilles. Ces capteurs sont reliés à l'entrée ligne d'un ordinateur personnel. Le gel qui remplit le crâne fait office de cerveau et l'expérience a lieu dans une chambre anéchoïque pour éviter toute



réverbération en dehors du crâne, Fig.35. Le même protocole expérimental que pour les objets interactifs est employé : dans une étape d'apprentissage, un haut-parleur est déplacé sur la surface d'un cylindre situé à un mètre du crâne. Il émet des signaux brefs dans une gamme de fréquence comprise entre 0.2 et 15 kHz et les réponses impulsionnelles sont enregistrées dans la mémoire de l'ordinateur. Dans une deuxième étape, l'émission d'un son par le haut parleur situé à une élévation de 10 cm et un azimuth de 45°, est parfaitement localisée. La localisation est effectuée grâce à une corrélation du nouveau signal acoustique aux signatures acoustiques de la bibliothèque des réponses impulsionnelles de références. En effet, cette fois encore, le résultat de la corrélation qui n'est autre que le champ acoustique que l'on obtiendrait dans une expérience de retournement temporel, montre un maximum précisément à l'endroit de la source, Fig.36.



*Fig. 35 : Photographie du montage expérimental de localisation du son par un crâne humain. Le haut-parleur et le crâne (rempli de gélatine tenant lieu de cerveau) sont distants de 1 mètre. L'expérience s'effectue en chambre anéchoïque pour isoler les effets de réverbération de la boîte crânienne.*

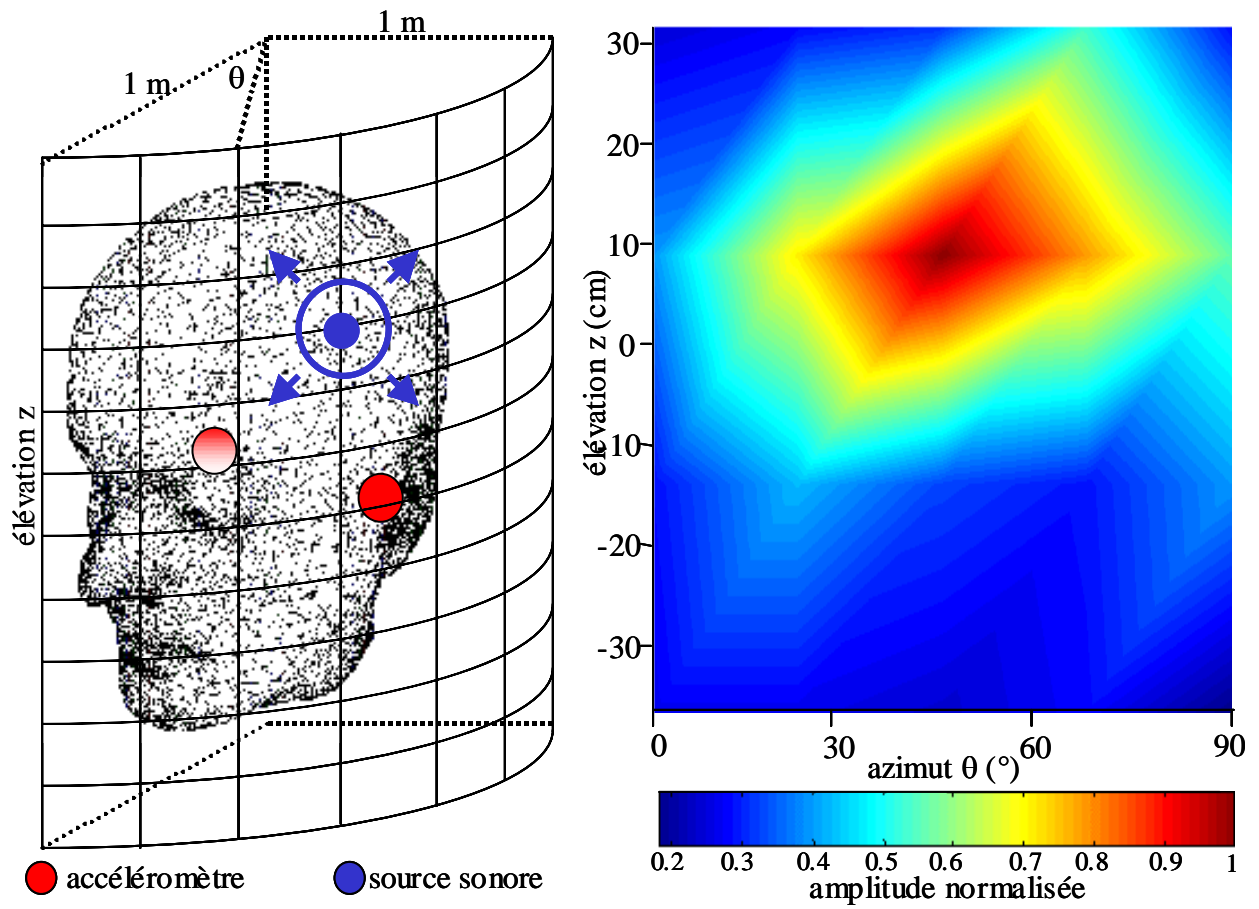


Fig. 36 : Résultat expérimental de focalisation en réception. Le maximum de la tache focale se situe exactement sur la position de la source en azimut ( $45^\circ$ ) et en élévation (10 cm).



### III. COLLABORATIONS

J'ai collaboré au cours de mes premières années de recherche au Laboratoire Ondes et Acoustiques avec différentes équipes tant médicales que scientifiques. Une liste non exhaustive de ces collaborations, en cours ou achevées, est donnée ci-dessous :

- Institut Curie – Pr. Fourquet, Dr. M. Meunier.
- L'Oréal Recherche, Dr. B. Querleux. et T. Baldewec
- Philips Research Germany, Magnetic Resonance systems, Dr. R. Sinkus.
- Philips Recherche France, Division Philips Medical systems, C. Lefloch et O. Bonnefous
- Hôpital Pitié Salpêtrière, Institut de Myologie, P. Portero.
- Université de Nantes, C. Cornu.
- Université d'Austin, Y. Ilinsky et Z. Zabolotskaïa
- Université de Rochester, S. Levinson.

## IV. PERSPECTIVES

Dans un laboratoire aussi dynamique et stimulant que le LOA, les perspectives de recherche ne manquent pas et la difficulté consiste d'avantage à sélectionner et mener à terme celles qui nous apparaissent les plus prometteuses qu' à élaborer de nouveaux projets de recherches.

Dans le domaine de l'élastographie, les recherches continuent sur tous les thèmes présentés dans ce mémoire. Concernant la résolution du problème inverse et l'imagerie du sein, des expériences cliniques *in vivo* seront programmées cette année à l'Institut Curie dans l'équipe du Professeur Vincent Servois en employant la nouvelle technique par pression de radiation. L'évaluation de l'anisotropie peut aussi tirer profit de cette nouvelle technique, et fait l'objet à l'heure actuelle d'une coopération avec Steve Levinson. Les premiers résultats *in vivo* sur le biceps ont d'ores et déjà fait l'objet d'une présentation à une conférence internationale. Parallèlement, avec le palpeur acoustique, des expériences *ex-vivo* sur des muscles de bœufs maintenus vivants dans du sérum physiologique et stimulés par des électrodes sont menées dans l'équipe de Christophe Cornu à l'université des Sciences du Sport à Nantes. Nous espérons ainsi apporter une lumière sur la dynamique de contraction musculaire et notamment sur la coïncidence étonnante des vitesses de propagation des ondes de dépolarisation (électrique) et de cisaillement (mécanique) toutes deux égales à quelques mètres par seconde. En ce qui concerne les expériences sur la non-linéarité des tissus biologiques, la route est encore longue pour obtenir une cartographie quantitative par élastographie. Mais les expériences sur des ondes planes nous ont permis d'obtenir les premiers résultats quantitatifs avec la coopération des théoriciens Z. Zabolotskaya et Y. Ilinsky. Il sera donc possible dans un premier temps d'apporter à la littérature des mesures expérimentales de non linéarité dans différents types de tissus biologiques (muscles, foie, graisse). D'un point de vue plus académique, l'étude expérimentale de la non-linéarité d'ondes de polarisation circulaire devrait confirmer les prédictions théoriques selon lesquelles les effets non linéaires se manifestent sur de telles ondes non pas au travers d'une modification de la forme de l'onde monochromatique qui demeure sinusoïdale (pas d'enrichissement en harmoniques sur le spectre) mais par une augmentation de sa vitesse de phase.

L'équipe de recherche du LOA en élastographie continue de s'agrandir. En effet Ralph Sinkus nous a rejoint en septembre 2004, sur un projet d'imagerie par résonance magnétique

(IRM) et Jean-Luc Gennisson a obtenu un poste CNRS de CR1 sur un projet sur l'élastographie. En outre, Jeremy Bercoff, depuis la fin de sa thèse (décembre 2004), bénéficie d'un contrat de recherche CNRS d'un an au LOA. Avec Mickaël Tanter et Mathias Fink, il semble que l'activité « élastographie » au Laboratoire ait encore de beaux jours devant elle.

Dans le domaine du retournement temporel dans les cavités réverbérantes, après la thèse de Nicolas Quieffin, l'activité imagerie ultrasonore perdure avec la thèse de Delphine Palacio, encadrée par Gabriel Montaldo, Mickaël Tanter et Mathias Fink. Nicolas Quieffin, Ros Kiri Ing et moi-même avons concentré nos efforts autour des expériences d'interactivité par retournement temporel. Dans ce cadre, la thèse de Guillemette Ribay actuellement en cours, financée par le projet Européen TAI-CHI, a déjà permis de comprendre l'impact des ondes évanescentes et de la température. L'utilisation des réverbérations d'antennes solides artificielles ou naturelles (le crâne) pour la localisation dans l'espace fera également l'objet d'études plus approfondies.

## *Liste des publications fournies en annexe*

### 1. Elastographie

R. Sinkus, M. Tanter, S. Catheline, J. Lorenzen, C. Kuhl, E. Sondermann, M. Fink, “*Imaging Anisotropic and Viscous Properties of Breast Tissue by MR-Elastography*”, *Magnetic resonance in medicine*, **53**, pp 372-387, 2005.

J.-L. Gennisson, C. Cornu, S. Catheline, M. Fink, P. Portero, “*Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography*”, *Journal of Biomechanics*, **38** (7), pp 1543-1550, 2005.

S.Catheline, J.-L. Gennisson, G. Delon, R. Sinkus, M. Fink, S. Abouelkaram, J. Culioli, “*Measurement of viscoelastic properties of soft solid using transient elastography*”, *J. Acoust. Soc. Am.* **116** (6), pp 3734-3741, 2004.

S. Catheline, J.-L. Gennisson and M. Fink, “*Measurement of elastic nonlinearity of soft solid with transient elastography*”, *J. Acoust. Soc. Am.* **114** (4), 2003.

J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffai and M. Fink, “*Transient elastography in anisotropic medium: Application to the measurement of slow and fast shear waves velocities in muscles*”, *J. Acoust. Soc. Am.* **114** (1), pp 536-541, 2003

S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Tanter and M. Fink, “*Observation of Shock Transverse Waves in Elastic Media*”, *Phys. Rev. Letters* **91** (16), pp 43011-43014, 2003.

J. Bercoff, S. Chaffai, M. Tanter, L. Sandrin, S. Catheline, J.-L. Gennisson, M. Fink, M. Meunier, “*In vivo breast tumor detection using transient elastography*”, *Ultrasound Medicine and Biology*, **29** (10), pp 1387-1396, 2003.

L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, M. Fink, “*Shear Modulus Imaging using 2D transient elastography*”, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.* **49** (4), pp 426-435, 2002.

L. Sandrin, M. Tanter, J.-L. Gennisson, S. Catheline, M. Fink, “*Shear elasticity probe for soft tissues with 1D transient elastography*”, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.* **49** (4), pp 436-446, 2002.

S. Catheline, F. Wu, M. Fink, “*A solution to diffraction biases in sonoelasticity: The acoustic impulse technique*”, *J. Acoust. Soc. Am.* **105** (5), pp 2941-2950, 1999.

S. Catheline, J.-L. Thomas, F. Wu and M. Fink, “*Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography*”, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.* **46** (4), pp 1013-1019, 1999.

## 2. Retournement temporel et cavités réverbérantes

Vincent Bertaix, Julien Garson, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Julien de Rosny, Mathias Fink, “*Time reversal breaking of acoustic waves in a cavity*” American journal of Physics 72 (10), pp 1308-1311, 2004.

Nicolas Quieffin, Stefan Catheline, Ros Kiri Ing and Mathias Fink “*Real-time focusing using an ultrasonic one channel time-reversal mirror coupled to a solid cavity*” J. Acoust. Soc. Am. **115** (5), pp 1955-1960, 2004.

Ros Kiri Ing, Nicolas Quieffin, Stefan Catheline and Mathias Fink, “*In solid localization of finger impacts using acoustic time-reversal process*”, Appl. Phys. Lett., **87** , pp 1-3, Nov. 2005.



---

**Références citées dans le mémoire**

- <sup>1</sup> A. P. Saravazy, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, S. Y. Emilianov, « Shear wave elasticity imaging : a new ultrasonic technology of mdical diagnostics », *Ultrasound in Med. & Biol.*, **24**, 1419 (1998).
- <sup>2</sup> K. R. Nightingale, R. W. Nightingale, G. E. Trahey, «On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force», *J. Acoust. Soc. Am.*, **110**, 625 (2001).
- <sup>3</sup> 4. J. Bercoff, M. Tanter, M. Fink « Supersonic Shear Imaging: a new technique for soft tissues elasticity mapping », *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.* **51**, 374 (2004).
- <sup>4</sup> J. Bercoff, M. Tanter, M. Fink, “Sonic boom in soft materials: The elastic Cerenkov effect”, *Appl. Phys. Lett.*, **84**, 2202 (2004).
- <sup>5</sup> R. Muthupillari, D.J.Lomas, P.J.Rossman, J.F.Greenleaf, A.Manduca, R.L.Ehman, “Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualisation of Propagating Acoustic Strain Wave”, *Science*, **269**, 1854-1857 (1995)
- <sup>6</sup> Arnaud 1 transducteurs foret de tige
- <sup>7</sup> R. K. Ing, M. Fink, « Time reversed Lamb wave », *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr.*, **45**, 1032 (1998).
- <sup>8</sup> P. Roux, B. Roman, M. Fink, « Time-reversal in an ultrasonic wave guide », *Appl. Phys. Lett.*, **70**, 1811 (1997).
- <sup>9</sup> G. Montaldo, P. Roux, A. Derode, C. Negreira and M. Fink, « Ultrasonic shock wave generator using 1-bit time-reversal in a dispersive medium : application to lithotripsy », *Appl. Phys. Lett.* **80**, 897(2002).
- <sup>10</sup> A. Derode, A. Tourin, M. Fink, « Ultrasonic pulse compression with one-bit time reversal trough multiple scattering », *J. Acoust. Soc. Am.* **85**, 6343 (1999).
- <sup>11</sup> G. Montaldo, D. Palacio, M. Tanter and M. Fink, « the time reversal kaleidoscope: a new concept of smart transducers for 3d ultrasonic imaging », *Appl. Phys. Lett.* **84**, 3879 (2004).